

Aus der Abteilung für Unfallchirurgie

Prof. Dr. M. Nerlich

der medizinischen Fakultät

der Universität Regensburg

Vergleichende biomechanische Untersuchungen zur dynamischen Hüftschraube
(DHS), der Schraube des Gamma 3-Nagels und der Helixklinge des PFN A

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades

der Medizin

der Medizinischen Fakultät

der Universität Regensburg

vorgelegt von

Felix Häußler

2008

Aus der Abteilung für
Unfallchirurgie
Prof. Dr. M. Nerlich
der medizinischen Fakultät
der Universität Regensburg

Vergleichende biomechanische Untersuchungen zur dynamischen Hüftschraube
(DHS), der Schraube des Gamma 3-Nagels und der Helixklinge des PFN A

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin
der Medizinischen Fakultät
der Universität Regensburg

vorgelegt von
Felix Häußler
2008

Dekan:	Prof. Dr. B. Weber
1. Berichterstatter:	Prof. Dr. Dr. h.c. E. Mayr
2. Berichterstatter:	Prof. Dr. H. J. Schlitt
Tag der mündlichen Prüfung:	17.12.2008

Gliederung

1. Einleitung
2. Anforderungen an das Implantat
 - 2.1 Anatomie und Biomechanik
 - 2.2 Klinik
 - 2.3 Hypothese
3. Material und Methode
 - 3.1 Implantatbeschreibung dynamische Hüftschraube (DHS)
 - 3.2 Implantatbeschreibung Gamma 3 Nagel
 - 3.3 Implantatbeschreibung Helixklinge (PFN A)
 - 3.4 Versuchsbeschreibung
 - 3.5 Patientendaten
4. Ergebnisse
 - 4.1 Knochendichtemessung der humanen Hüftköpfe
 - 4.2 Messung der Auszugs- und Rotationskraft bei Rechts- und Linksdrehung von dynamischer Hüftschraube, Gamma 3- Schraube und der Helixklinge des PFN A in Sawbone Blöcke
 - 4.3 Messung der Auszugs- und Rotationskraft bei Rechts- und Linksdrehung von dynamischer Hüftschraube, Gamma 3- Schraube und der Helixklinge des PFN A in humanen Hüftköpfen
 - 4.4 Fotodokumentation
5. Diskussion
6. Zusammenfassung
7. Literaturverzeichnis
8. Danksagung
9. Lebenslauf

Vergleichende biomechanische Untersuchungen zur dynamischen Hüftschraube (DHS), der Schraube des Gamma 3- Nagels und der Helixklinge (PFN A)

1. Einleitung

Zu den häufigsten Frakturen des über 70-jährigen Patienten zählt die proximale Femurfraktur. Die Gesamtinzidenz in Deutschland liegt bei 90.000 pro Jahr, davon betreffen ca. 50.000 den Oberschenkelhals und ca. 40.000 die trochantäre Region. Mit einer Steigerung der proximalen Femurfrakturen um 3-5% ist bei konstanter Altersentwicklung zu rechnen [4]. Für das Gesundheitssystem in Deutschland betragen jetzt schon die Behandlungskosten jährlich 2,5-3 Mrd. Euro.

Die Lebenserwartung in der Bundesrepublik Deutschland und anderen westlichen Industrienationen ist in den letzten 100 Jahren um etwa 30 Jahre gestiegen [1]. Sie beträgt für Männer 80 Jahre und für Frauen 84,1 Jahre [2]. Bei der Hochrechnung der Bevölkerungsentwicklung bis zum Jahre 2050 zeigt sich eine weitere Zunahme der durchschnittlichen Lebenszeit und somit eine Veränderung der Altersstruktur der Bevölkerung. Im Jahr 2050 werden in Deutschland die 80-Jährigen und Älteren ca. 12% der Bevölkerung stellen [3]. Aufgrund der veränderten Altersverteilung in der Bevölkerung nehmen folglich die für den alten Menschen typischen Verletzungen zu.

Die Gründe für Frakturen am proximalen Femurende bei zunehmenden Lebensalter sind vielfältig [12].

Die besondere Architektur verbunden mit der biomechanischen Beanspruchung und die schnelle Abnahme der Knochendichtewerte im Alter im Bereich des proximalen Femur im Gegensatz zu anderen anatomischen Strukturen [6] stellen naturgegebene Ursachen dar.

Etwa jede zweite Frau und jeder zehnte Mann erleiden im Laufe ihres Lebens eine osteoporosebedingte Fraktur [5].

Die meisten hierfür verantwortlich zu machenden Unfälle sind Niedrigenergiestraumen, häusliche Stürze, oft bedingt durch die verminderte Reaktions- und Koordinationsfähigkeit des älteren Menschen und begünstigt durch ein im Alter geschwächtes Skelett- und Muskelsystem, sowie die kardialen und neurologischen Erkrankungen. Neben Erkrankungen wie Morbus Parkinson, Depression, Demenz, Z.n. Apoplex, Visusminderung muss auch die im Alter zunehmende Dauermedikation mit den entsprechenden Nebenwirkungen gesehen werden.

Die Frakturen des proximalen Femur haben im Vergleich zu anderen Frakturen, wie Wirbelkörper- oder distale Radiusfrakturen bezüglich der Mortalität und Morbidität mehr Einfluss auf das soziale Leben. Eine Untersuchung aus der Schweiz befasst sich mit der Lebensqualität nach dem ersten postraumatischen Jahr. Es wurde beobachtet dass proximale Femur Frakturen bei ca. 20% der Betroffenen komplikationsbedingt zum Tode und bei weiteren 40% zur definitiven Pflegebedürftigkeit führt. [7].

Die immobilitätsbedingten Sekundärfolgen wie Dekubitus, septische Komplikationen, Pneumonie oder Lungenembolie bedeuten für den Patienten eine vitale Bedrohung. Das Ziel der Behandlung muss eine rasche und komplikationsfreie Mobilisierung unter Vollbelastung durch eine früh belastungsstabile Osteosynthese sein.

Die postoperative Vollbelastung ist bei dieser Patientengruppe, die meist schon vor dem Unfall ein unsicheres Gangbild aufwies oder auf Gehhilfen angewiesen war, eine *conditio sine qua non* und kann nicht durch eine Teilbelastung ersetzt werden.

Dabei beträgt die Belastung des Hüftgelenkes bei normalem Gangbild im Bereich des proximalen Femur das 2,5 fache Körpergewicht [9].

In den letzten Jahrzehnten wurden zahlreiche Implantate zur Versorgung hüftgelenksnaher Frakturen entwickelt. Die Vielzahl an neuen Implantaten mit unterschiedlichem Design kann als indirektes Indiz dafür angesehen werden wie schwierig es ist eine belastungsstabile Osteosyntheseform zu entwickeln, die im osteoporotischen Knochen den auf den Hüftkopf einwirkenden Kräften standhält.

Erste Berichte über die Behandlung einer Hüftfraktur liegen von Ambroise Pare` (1510-1590) vor. Hier wurde die Ruhigstellung mittels einer Holzschiene durchgeführt. Der erste operative Eingriff wird von Rudolf Bernhard von Langenbeck (1810-1887) beschrieben. Dieser

versorgte im Jahre 1858 eine Schenkelhalsfraktur mit einem Nagel. In den Folgejahren wird aber die konservative Therapie weiter vorangetrieben. Eine 2-4 monatige Gipsbehandlung nach erfolgter Reposition wird von Whitman 1902 favorisiert. Erst 1925 kann durch die Einführung des rotationsstabilen Dreilamellennagel durch Smith-Petersen vom Durchbruch der operativen Therapieform gesprochen werden. Dieser Nagel wurde bei Schenkelhalsfrakturen wie auch bei pertrochantären Frakturen verwendet. Die nun weiterentwickelten Nägel zeigen bereits Ähnlichkeit mit den heute auf dem Markt befindlichen Implantaten. 1939 stellt Küntscher den „steilen Schenkelhalsnagel“ und 1940 den Doppel- oder Y-Nagel vor. Das Design des Implantates trug der anatomischen Situation der Trochanterregion Rechnung. Erstmals wurde eine Marknagelung durchgeführt.

Die Kombination einer Schenkelhalskomponente mit einem Marknagel in Form einer mechanischen Verbindung erhöhte erheblich die Stabilität dieses Systems und erlaubte eine schnellere Belastung.

Andere Implantate wie z. B. die Laschenschraube nach Pohl (1951) fanden zu dieser Zeit mehr Verbreitung. Hier wird zum ersten mal ein dynamisches Prinzip verwirklicht. Die kontrollierte Dynamisierung im Frakturspalt begünstigt die Knochenheilung und verhindert die Pseudarthrosenbildung. Die Schenkelhalsschraube kann in einer Lasche gleiten und somit das Zusammensintern der Fragmente gewährleisten. Durch die in einer Richtung stattfindende Druckbelastung des Knochens wird eine bessere Heilung der Fraktur gewährleistet. Küntscher sah Nachteile dieser Methoden in dem großen Zugang, der notwendigen Freilegung der Frakturzone und der mangelnden Fixation der Platte bzw. Schraube im osteoporotischen Knochen [10]. Demgegenüber stehen die Vorteile des Y-Nagels mit dem Prinzip der inneren Schienung und der besseren Verankerung im osteoporotischen Knochen. Weitere Implantate wurden für die Versorgung der pertrochantären Femurfrakturen entwickelt. Dazu zählten der Zweilamellen-Nagel (V-Nagel) nach Rehbein (1948), der Rundnagel nach Lezius und Herzer (1950), der Rundnagel nach Küntscher (1964), der elastische Marknagel nach Ender (1970) und Simon-Weidner, die Winkelplattenosteosynthese, die noch heute verwendete Weiterentwicklung der Pohlschen-Laschenschraube und die dynamische Hüftschraube (DHS).

Ausgehend vom Y- Nagel wurden die Vorteile der inneren Schienung erkannt und auf diesem Prinzip beruhend verschiedene Implantate mit unterschiedlichem Design entworfen.

1997 wurde der proximale Femurnagel (PFN Firma Synthes®) und als Weiterentwicklung 2004 der proximale Femurnagel Antirotation (PFN A Firma Synthes®) eingeführt. Ähnlich wurde der Gamma-Nagel (Firma Stryker®), der erstmals 1988 Verwendung fand, 2003 in Form des Gamma 3 Nagels (Firma Stryker®), optimiert.

Die entscheidenden Unterschiede dieser Implantate betreffen vornehmlich die Schenkelhalskomponente. Hier zeigten sich in der Vergangenheit auf Grund der Belastungssituation die meisten Probleme. In zahlreichen Studien wurde die Beschaffenheit und das Design der Schenkelhalskomponente untersucht und optimiert. Die Festigkeit der Schenkelhalsschraube im osteoporotischen Knochen stellt einen Schlüssel zum Erfolg der Behandlung dar.

In dieser Arbeit wird die Belastbarkeit der DHS, der Schraube des Gamma 3 Nagels und der Helixklinge des PFN A unter standardisierten Bedingungen untersucht.

Es werden die Rotations- und Zugstabilität der Helixklinge (PFN A), der dynamischen Hüftschraube (DHS) und der Schraube des Gamma 3 Nagels im Kunstknochen (Sawbone Blöcke) und humanen Hüftköpfen systematisch gemessen.

2. Anforderungen an das Implantat

2.1 Anatomie und Biomechanik

Das Implantat für die Versorgung der per- und subtrochantären Femurfrakturen muss der biomechanischen Situation am proximalen Femur Rechnung tragen und eine achsengerechte und belastungsfähige postoperative Situation ermöglichen.

Das Femur ist der längste Knochen im menschlichen Körper. Die Region des proximalen Anteils wird in vier funktionelle Abschnitte unterteilt, in den Oberschenkelkopf (Caput femoris), den Oberschenkelhals (Collum femoris), den per- und subtrochantären Bereich (siehe Abb.: 2.1). Der proximale Schenkelhalsbereich wird zu zwei Drittel von einer Gelenkkapsel umgeben. Diese ist für die Stabilität des Hüftgelenkes notwendig bedingt aber, dass die proximale Epiphysenfuge in die Gelenkkapsel eingeschlossen wird. Die Kapsel stellt die Fortsetzung des Knochenperiost dar und führt Gefäße mit sich. Dadurch wird der größte Teil des Schenkelhalses und des Hüftkopfes mit Blut versorgt, ein weiteres Gefäß gelangt über das Ligamentum capitis femoris in den Hüftkopf.

Lateral an den Schenkelhals angrenzend bilden die beiden Trochantären, Trochanter major und Trochanter minor, für die Statik und Biomechanik, wichtige Muskelapophysen (siehe Abb.: 2.1).

Die Längsachse des Femur steht beim jungen Erwachsenen im Winkel von durchschnittlich 126° zur Tragachse. Die Tragachse beim aufrechten Gang des Menschen verläuft medial der Trochanterregion, durch die Mitte des Caput femoris.. Die Achsen von Schenkelhals und Femurschaft bilden den Caput-Collum Diaphysenwinkel (kurz CCD-Winkel). Im Laufe des Lebens verändert sich der CCD-Winkel von anfänglich ca. 145° bis 120° beim alten Menschen. Ein vergrößerter CCD-Winkel (Coxa valga) stellt eine biomechanisch günstigere Situation dar. Hier wird der Schenkelhals ausschließlich druckbelastet, die Scherkräfte werden reduziert.

Bedingt durch die Belastungssituation am Schenkelhals ist die Spongiosa in Trabekelbündel ausgerichtet. Diese werden nach ihrer Lastaufnahme in Zug- und Drucktrabekel unterschieden. Drucktrajektoren befinden sich in der anterior - posterior Projektion gesehen medial, welche axial belastet werden und die Druckkräfte abfangen. Die entstehenden Zugspannungen werden durch lateral befindliche Zugtrabekel abgeleitet. Im Femurkopf

kreuzen sich beide Systeme und begrenzen das lateral liegende Ward-Dreieck (siehe Abb.: 2.3). Singh hat in seiner Arbeit Druck- und Zugtrajektoren ersten und zweiten Ranges unterschieden (siehe Abb.: 2.4).

Die Drucktrajektoren ersten Ranges liegen weit kranial, sind sehr dicht und kräftig ausgelegt. Drucktrajektoren zweiten Ranges entspringen kaudal davon, sind dünn und breit gefächert.

Die Zugtrajektoren ersten Ranges entspringen an dem lateralen Kortex und durchqueren den gesamten Schenkelhals. Zugtrajektoren zweiten Ranges befinden sich kaudal der anderen Zugtrajektoren. Sie sind unregelmäßig und schwächer angeordnet [26]

An der proximalen medialen Diaphysenkortikalis bildet sich eine kompakte Knochenlamelle, das Calcar femorale, welches eine hohe Bruchfestigkeit aufweist und zur Stabilisierung des dorsomedialen Schenkelhalses beiträgt.

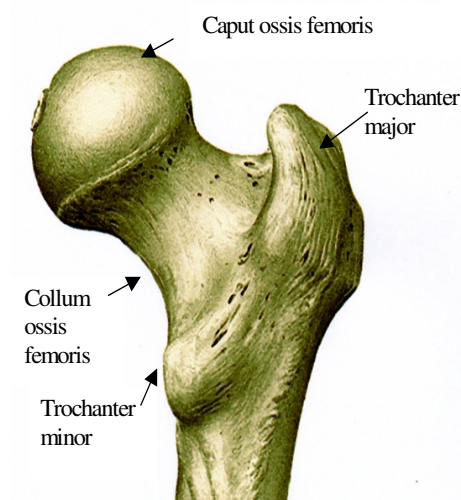


Abb.: 2.1 Ansicht des prox. Femurs von dorsal [25].



Abb.: 2.2 Spongiosastruktur am proximalen Femur

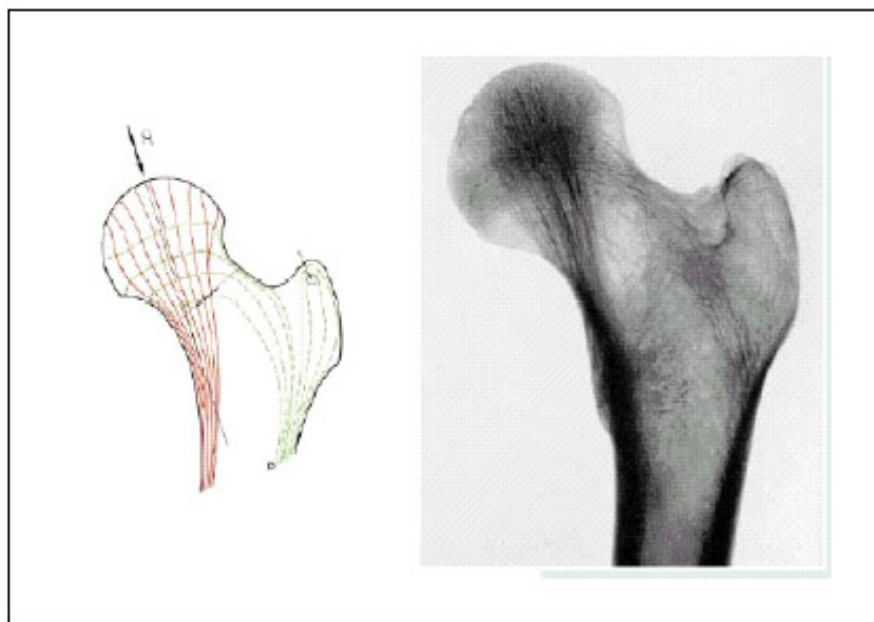


Abb.: 2.3 Verteilung von Zug- (lateral) und Drucktrajektoren (medial) am coxalen Femur mit Bildung des Ward Dreieck [16].

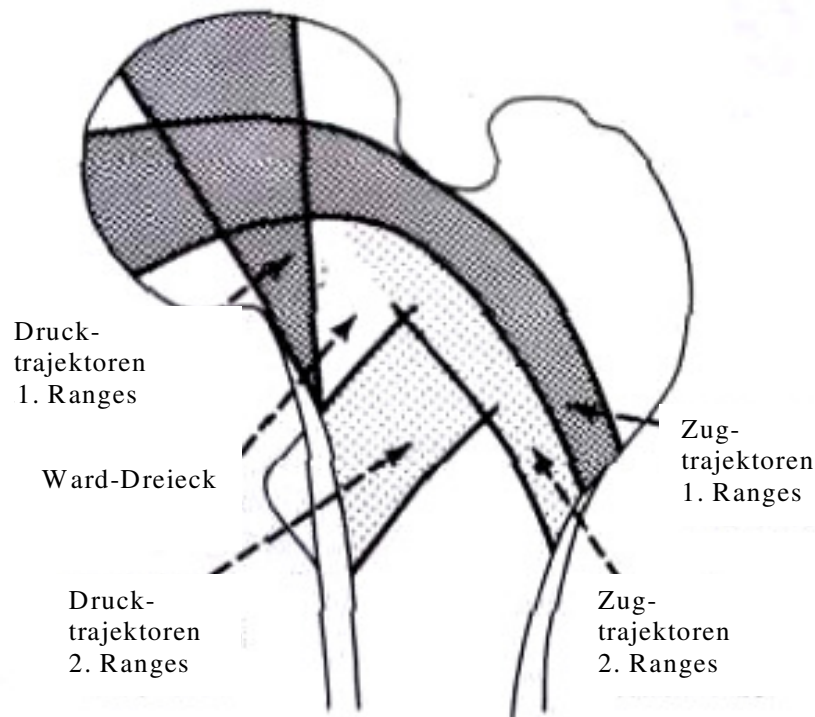


Abb.: 2.4 Schematische Darstellung der Trabekelbündel und des Ward'schen Dreieck im proximalen Femur nach Singh (26)

Das ideale Implantat sollte den Kraftfluss und die Anordnung der Trajektoren berücksichtigen. Deshalb muss die Schenkelhalskomponente des Implantates nahe an den druckbelastenden Trajektoren liegen. Die entstehende Zugspannung wird durch den Femurschaft aufgenommen. Dieses sog. Zuggurtungsprinzip wird beim gesunden Menschen durch den am lateralen Oberschenkel befindliche Tractus iliotibialis unterstützt.

Der CCD- Winkel des Oberschenkelknochens bedingt eine erhöhte Biegebeanspruchungen in diesem Abschnitt. Dieser Spannung wirkt der Tractus iliotibialis entgegen, der bei der Auswärtsbiegung des Femur eine entgegengesetzt gerichtete Zugspannung erzeugt. Aus diesem Grund ist auch die Wiederherstellung der anatomische Position des Trochanter major wichtig, der als Muskelapophyse für die an der lateralen Zuggurtung beteiligten Muskeln fungiert [4, 11, 12, Abb.: 2.3].

Die hohen mechanischen Anforderungen an ein Implantat in dieser Körperregion konnte Bergmann et al. bei freiwilligen Probanden messen. Alle Probanden litten unter einer

Coxarthrose und wurden mit einer totalen Hüftendoprothese versorgt. Die spezialangefertigten Prothesen hatten einen kraftaufnehmenden Sensor der Belastungsdaten bei unterschiedlichsten Bewegungsmustern lieferte.

Allein beim Sitzen wurden Kräfte von 40% des Körpergewichtes gemessen, diese stiegen beim Stehen auf 60% an. Die Belastung beim Anheben des gestreckten Beines betrug 160%, beim „entlastenden“ Gehen mit Unterarmgehstützen 180% und wurde bewusst auf die Entlastung verzichtet 280% des Körpergewichtes (siehe Abb.:2.5). Gesunde Menschen können beim zügigen Gehen mit einer Geschwindigkeit von 6 km/h Maximalkräfte in der Größenordnung von 450% des Körpergewichtes erreichen [9].

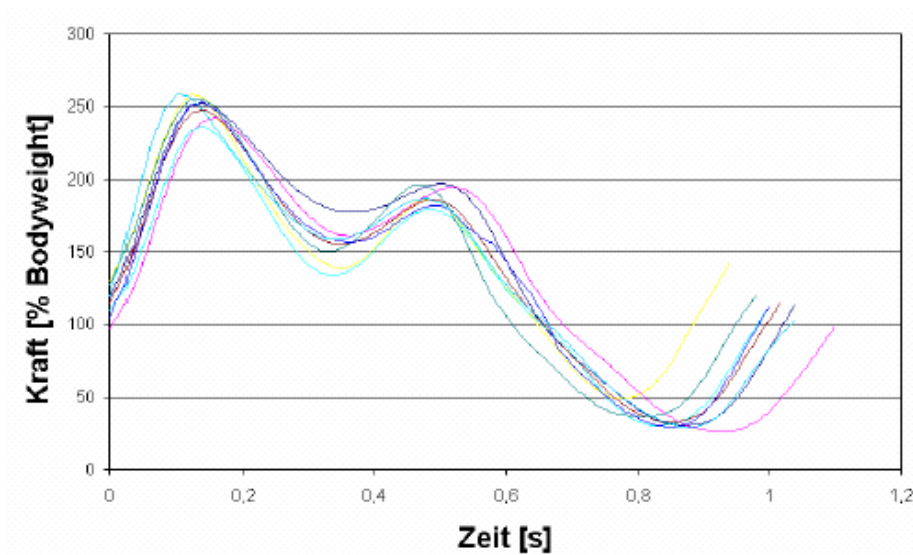


Abb.: 2.5 Resultierende Kraft beim normalen Gehen mit neunfacher Wiederholung.
Bergmann et al, 1.Teil Krankengymnastik: Z.Orthop. 127 (1989) [9]

2.2 Klinische Notwendigkeit

Das Ziel der osteosynthetischen Versorgung des proximalen Femur für den alten Patienten ist eine sofortige Vollbelastung.

Stürmer stellte 1995 für die Versorgung pertrochantärer Frakturen folgende Anforderungen an ein ideales Implantat [14, 15]:

1. Frühe Vollbelastung

Gerade für den alten Patienten ist eine mögliche Vollbelastung kurz postoperativ wichtig. Jede Immobilität in diesem Alter bedeutet ein erhöhtes Komplikationsrisiko. Eine vitale Bedrohung stellt die Lungenembolie, die Pneumonie oder eine septische Komplikation dar.

2. Gute Verankerung im osteoporotischen Knochen

-Frakturdynamisierung ohne Perforation des Implantats durch den Knochen

Die Verankerung der Schenkelhalskomponente stellt den Schlüssel für die erfolgreiche osteosynthetische Versorgung dar. Auf Grund der abnehmenden Knochendichte im Alter werden an die Schenkelhalskomponente, bedingt durch die biomechanische Situation, besondere Anforderungen gestellt.

Um eine Frakturheilung zu begünstigen sollte eine Dynamisierung im Bruchspalt stattfinden. Die kontrollierte Sinterung/Impaktion kann aus einer instabilen Fraktur eine stabile Situation werden lassen. Dies erhöht aber die Gefahr des „Cutting out“ beim osteoporotischen Knochen, bedingt durch ein mangelndes Wiederlager des Implantates im Hüftkopf.

3. Erhaltung der Knochenvascularität

-Vermeidung iatrogenen Frakturen bei der Implantation

-Einfache Implantationstechnik

Um eine Knochenheilung stattfinden zu lassen muss der Knochen gut durchblutet sein. Wie bereits beschrieben ist die Durchblutungssituation im Schenkelhalsbereich kritisch zu betrachten.

Die Gefahr iatrogene Frakturen zu verursachen, gerade beim Einbringen von intramedullären Kraftträgern ist gegeben und muss durch das Design und die Implantationstechnik minimiert werden. Generell ist eine einfache

Implantationstechnik eine Grundvoraussetzung für ein erfolgreiches und häufig anzuwendendes Verfahren.

2.3 Hypothese

In dieser Arbeit soll bewiesen werden, dass durch das Design der Implantate die Stabilität bezüglich des Rotationsmoment und der Axialkraft gerade im Hüftkopf unterschiedlich ist. Klinisch stellt die Rotation des Femurkopf-Fragments um das Implantat eine schwerwiegende Komplikation dar. Die Folge sind zerbrochene Trabekel mit resultierendem Sintern des Kopfes auf dem Implantat. Bei Fortschreiten dieses Vorganges kann es zur Perforation der Femurkopfkortikalis (sog. „cutting out“) kommen.

Um dieser Komplikation vorzubeugen wurden verschiedenartige Designs der Schenkelhalskomponenten entwickelt.

In den Versuchen soll anhand von drei unterschiedlichen Osteosyntheseverfahren untersucht werden, ob durch das Design und die Implantationstechnik unterschiedliche Zug- und Rotationsstabilitäten erreicht werden und somit Komplikationen vermieden werden können.

Im Experiment wurden die Schenkelhalskomponenten der DHS (Schraube mit selbstschneidendem Gewinde und Gleitmechanismus), die Gamma 3-Schraube (kanülierte Schraube mit selbstschneidendem Gewinde) und die Helixklinge (vier selbstschneidende Gewindelamellen) des PFN A Nagels untersucht.

3. Material und Methode



Abb.: 3.1.1 Schenkelhalskomponenten der verschiedenen Implantate . Von links nach rechts: DHS Schraube (Synthes®), Gamma 3 Nagel Schraube (Stryker®), PFN A-Helixklinge (Synthes®)



Abb.: 3.1.2 Aufsicht DHS Gewinde (Synthes®)



Abb.: 3.1.3 Gewindegänge der Schenkelhalsschraube der DHS (Synthes ®)



Abb.: 3.1.4 Aufsicht Schenkelhalsschraube des Gamma 3 Nagel (Stryker®)



Abb.: 3.1.5 Gewindegänge der Schenkelhalsschraube des Gamma 3- Nagel (Stryker®)



Abb.: 3.1.6 Aufsicht Helixklinge PFN A (Synthes®)



Abb.: 3.1.7 Gewindegänge der Helixklinge des PFNA (Synthes ®)

3.1 Implantatbeschreibung der dynamischen Hüftschraube (DHS)

Die dynamische Hüftschraube (DHS) der Firma Synthes® wird aus einer Eisen – Nickel Legierung gefertigt [27] (siehe Abb.: 3.1.1 und 3.1.2). Die DHS setzt sich aus der Schenkelhalsschraube (siehe Abb.: 3.1.2 und 3.1.3) und einer extramedullär liegenden Platte zusammen. Die Platte besitzt eine Hülse, die über den lateralen Anteil der Schenkelhalsschraube geschoben wird.

Die DHS Platte gibt es in den Längen von 46-270mm (2-16 Loch). Es stehen Implantate mit einem CCD-Winkel (Centrum-Collum-Diaphysen Winkel) von 130° bis 150° zur Verfügung. Die Schenkelhalsschraube hat einen Gewindedurchmesser von 12,5mm, eine Gewindelänge von 22mm und einen Schaftdurchmesser von 8mm.

Der operative Zugang ist lateral am proximalen Femur. Es wird eine gerade Inzision ca. zwei Fingerbreit proximal des Trochanter major nach distal durchgeführt. Nach Festlegen des CCD- Winkels wird über das DHS Zielgerät ein Führungsdraht in den Schenkelhals vorgebohrt. Dieser soll im dorsokaudalen Quadranten des Femurkopfes platziert werden. Die Spitze wird subchondral im Femurkopf platziert. Nach Festlegen der Länge und Aufbohren mit dem Dreistufenbohrer wird die Schenkelhalsschraube implantiert. Danach wird die DHS Platte mit der Hülse über die Schenkelhalsschraube eingebracht. Nach entsprechendem Einschlagen erfolgt die Fixation der Platte am Femurschaft mit Kortikalisschrauben.

Die Schenkelhalsschraube kann in der Platte gleiten. Dieser Mechanismus soll die Perforation der Schraube (cutting out) in die Gelenkfläche sowie Materialermüdungsbrüche verhindern. Die seitliche Abflachung des Schraubenschaftes garantiert eine Rotationsstabilität und eine sichere Führung in einer mit der Platte fest verbundenen Hülse.

Es besteht die Möglichkeit zusätzlich eine Trochanterabstützplatte und eine Antirotationsschraube zu verwenden.

3.2 Implantatbeschreibung des Gamma 3-Nagel

Der Gamma 3-Nagel ist ein intramedulläres System und besteht aus einer hochfesten Titanlegierung [28] (siehe Abb.: 3.1.1 und 3.1.4). Durch das spezielle Schraubendesign ist im Schenkelhals nur eine Schraube notwendig.

Die Gewindegänge der Schenkelhalsschraube sind tannenzapfenförmig entgegen der einbringenden Richtung angebracht (siehe Abb.: 3.1.5).

Beim Gamma 3-Nagelsystem ist eine dynamische Kompression durch das Gleiten der Schenkelhalsschraube nach lateral möglich zudem sichert ein im Nagel liegender Verriegelungsbolzen die Rotation und Migration nach medial.

Der Gammanagel wird in Längen von 280mm bis 460mm in 20mm Schritten angeboten. Der Durchmesser beträgt proximal 15,5mm und distal 11mm. Für das Einbringen der Schenkelhalsschraube sind Winkel von 120°, 125° und 130° vorhanden. Der Nagel hat eine Antekurvatur von 4° und distal ein Verriegelungsloch.

Der Gewindedurchmesser der Schenkelhalsschraube beträgt 10,5mm. Längen sind von 70-120mm in fünf mm Schritten verfügbar. In der Schenkelhalsschraube distal befinden sich Einkerbungen mit asymmetrischem Tiefenprofil. Dies ermöglicht über einen Verriegelungsbolzen eine Rotations- und Migrationssicherung der Schenkelhalsschraube.

Die Operationsanleitung der Firma Stryker® beschreibt die Implantation über einen Hautinzision vom Trochanter major ausgehend nach proximal ziehend. Nach Aufsuchen der Nageleintrittsstelle an der Trochanterspitze wird der Markraum eröffnet und aufgebohrt.

Nach Eröffnen des Femurmarkraumes und Implantation des intramedullären Nagels, wird mit Hilfe eines Zielgerätes die Lage der Schenkelhalsschraube bestimmt. Über einen Zieldraht erfolgt mit einem Stufenbohrer das Vorbohren. Danach kann die kanülierte Schenkelhalsschraube eingebracht werden.

Diese wird nun mittels eines Verriegelungsbolzen im Nagel fixiert. Zuletzt erfolgt die distale Verriegelung.

3.3 Implantatbeschreibung der Helixklinge (PFN A)

Die Helixklinge des proximalen Femurnagel Antiration (PFN A) der Firma Synthes® wird aus einer Titan Aluminium Niobium Legierung (TAN) hergestellt [29] (siehe Abb. 3.1.1 und 3.1.6).

Der Nagel-Schaft hat einen medio-lateralen Winkel von 6°, dies ermöglicht den Eintritt über die Spitze des Trochanter major. Der Nagel kann im distalen Bereich sowohl statisch wie dynamisch verriegelt werden.

Die Klinge besteht aus vier selbstschneidenden Gewindelamellen die jeweils eine Drehung um 90° vollziehen (siehe Abb.: 3.1.7). Die Schenkelhalsklinge ist kanüliert und wird über einen Führungsdraht positioniert. Der Kopfteil der Klinge ist zunächst frei drehbar und wird nach Implantation verriegelt.

Der Nagel ist in sechs Varianten verfügbar. Der PFN A xs mit 170mm, der PFN A klein mit einer Länge von 200mm, der PFN A mit einer Länge von 240mm, und der PFN A lang mit 340, 380 und 420mm Länge. Der Nageldurchmesser ist von 10mm bis 12mm vorhanden. Die Helixklinge ist von 80mm bis 120mm in fünf Millimeter Schritten verfügbar. Der Winkel zwischen Schenkelhals und dem Nagel wird mit 125°, 130° und 135° angeboten.

Der 5 cm lange Zugang erfolgt über eine Hautinzision ca. 5-10cm proximal des Trochanter major. Der Eintrittspunkt des Nagels befindet sich an der Trochanter Spitze. Über einen Zieldraht mit einem Spiralbohrer wird der Markraum eröffnet und aufgebohrt. Einbringen des Nagels und Platzieren des Kirschnerdrahtes im Schenkelhals über ein Zielinstrumentarium. Nach der Längenbestimmung der Helixklinge und Eröffnen der lateralen Kortikalis wird mit einem Stufenbohrer bis zur gemessenen Länge aufgebohrt. Danach erfolgt über die Zielvorrichtung das Einschlagen und Verriegeln der Helixklinge.

Das spezielle Design der Helixklinge verdichtet die Spongiosa im Schenkelhalsbereich, wodurch ein zusätzlicher Halt durch die Kompaktierung insbesondere im osteoporotischen Knochen erreicht werden soll.

Distal besteht die Möglichkeit statisch und dynamisch zu verriegeln.

3.4 Versuchsbeschreibung

Die Versuche wurden mit den Schenkelhalskomponenten der DHS, des Gamma3-Nagels und des PFN A durchgeführt.

In zwei Versuchsreihen wurden sowohl an Kunstknochen (Sawbone), wie auch an humanen Femurköpfen (HK) drei Krafrichtungen gemessen.

Das Versuchsziel war die aufzuwendenden Kräfte beim Eindrehen der Schenkelhalskomponente in die humanen Femurköpfe (HK), die Rotationskraft und die Auszugskraft aus den HK zu messen.

Es wurden Femurköpfe von Patienten, bei denen auf Grund einer Schenkelhalsfraktur oder einer bestehenden Coxarthrose die Indikation zur Implantation einer Hüfttotalendoprothese bestand, verwendet.

Die HK wurden bei minus 70° gelagert. Die Knochendichtemessung erfolgte 24 Stunden vor Beginn der Versuche im QCT (quantitative Computer Tomographie, XCT 900 Stratec®). Danach wurden bis zum Beginn der Versuchsreihen die HK bei einer Temperatur von 4° Celsius im Kühlschrank gelagert.

Die Weichteile wurden vor Beginn der Versuche abpräpariert und die Schenkelhälse der HK mit der oszillierenden Säge begradigt.

Mit einer Schieblehre wurden die HK in der anterior/posterior Ebene (a.p.) und in der Länge vermessen und dokumentiert.

Wie in Abb.: 3.4.1 gezeigt erfolgte das Einbringen eines Zieldrahtes zentral (3mm Eisendraht) in den HK.

Am Zentrierstab wird der HK in der oberen Einspannvorrichtung (Mauser Zentriermaschine) fixiert und der Kopf in einer Aluminiumaufnahme (Futtermal) zentral ausgerichtet. Der Rand der Probe befindet sich auf gleichem Niveau mit dem oberen Rand des Futterals.

Nun wird der Knochenzement (Moldastoned/Heraeus Kulzer Dentist Product Division, EN 23873, Hartgips extra hart) im Verhältnis 100 gr. auf 20 ml Wasser angerührt und das Futtermal bis zur Oberkante ausgegossen.

In der Einbettvorrichtung erfolgt für 60 min eine Aushärtung des Zementes. Nach Entfernen der Probe aus der Einbettvorrichtung, wird der Zentrierstab entfernt.

Der nächste Schritt ist wie in den Abbildungen 3.4.2 und 3.4.3 dargestellt die Fixierung in einer servodynamischen Prüfmaschine der Firma Instron System. Die Proben werden gemäß

der Operationstechnik der Implantathersteller vorbereitet. Dies bedeutet eine im Durchmesser implantatabhängige Bohrung bis 30 mm Tiefe über den gesetzten Zieldraht.

Im weiteren Verlauf werden die Implantate mit der Instron Testmaschine 35 mm tief in den HK eingefahren.

Die Implantation der Schenkelhalskomponenten erfolgt unter axialer Krafteinleitung mit einer Geschwindigkeit von $1^\circ/\text{sec}$ in den HK.

Nach Implantation wurde zur Bestimmung der Rotationsmomente eine Rechtsdrehung (+), wie eine Linksdrehung (-) bis 60° durchgeführt.

Um die Auszugskraft zu messen wird in einer 60 sec. dauernden Pause die Arretierungsvorrichtung am oberen Teil der Prüfmaschine mittels Schraube fixiert. Danach folgt die Messung der axialen Auszugskraft ohne Rotation (siehe Abb.: 3.4.4)

Nach erfolgter Dokumentation Ausbau der Einbettform und Entfernen des HK. Mit der oszillierenden Säge wird der HK halbiert und fotodokumentiert. Dies geschieht mittels biokularem Mikroskop (Olympus SZX12).

Zur Versuchsauswertung wird die LabView 7.0 Software und die MS Excel Software verwendet.

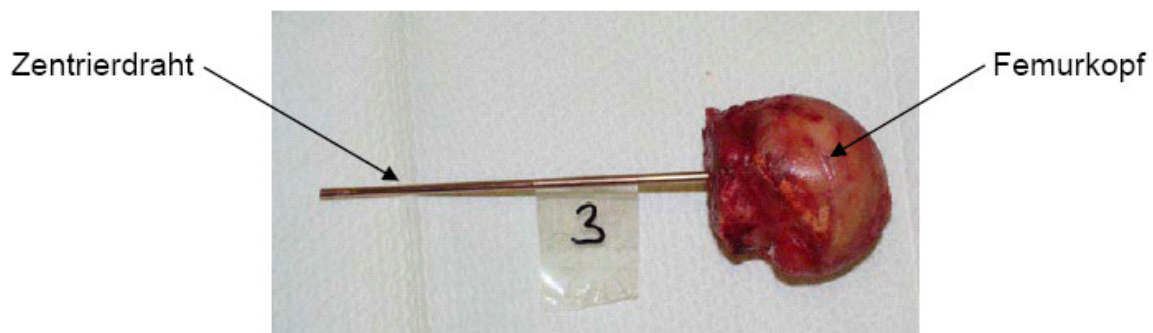


Abb.: 3.4.1 Femurkopf mit Zentriestab

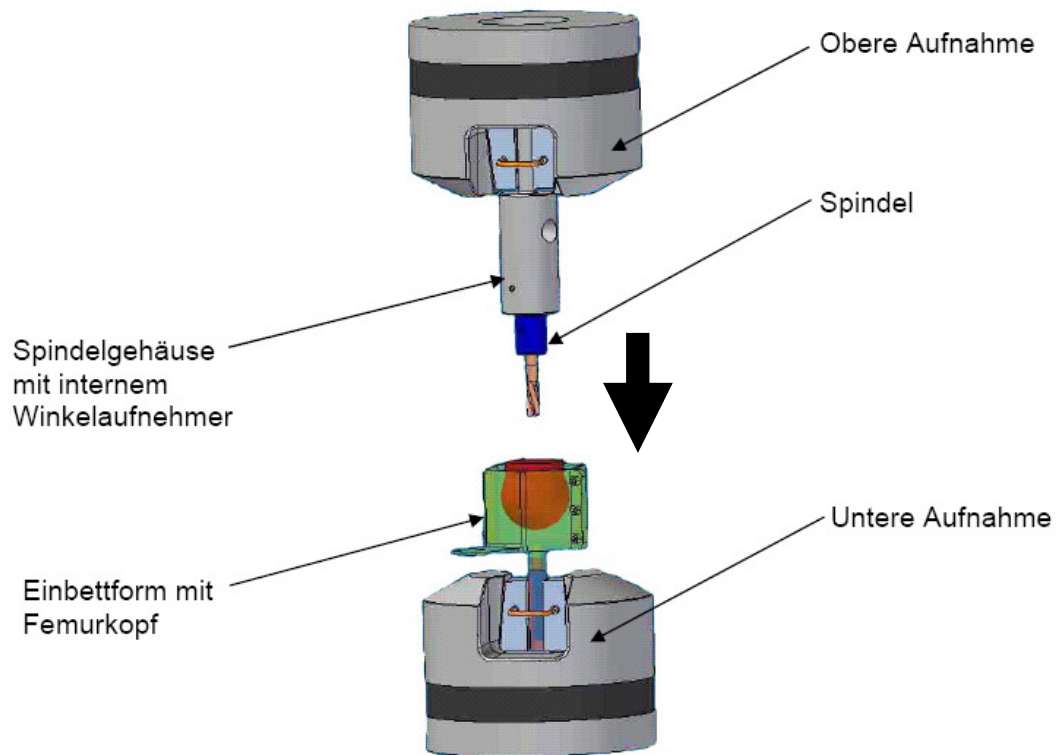


Abb.: 3.4.2 schematischer Versuchsaufbau/Einfahren der Helixklinge/Schraube an der elektrodynamischen Prüfmaschine (Instron)

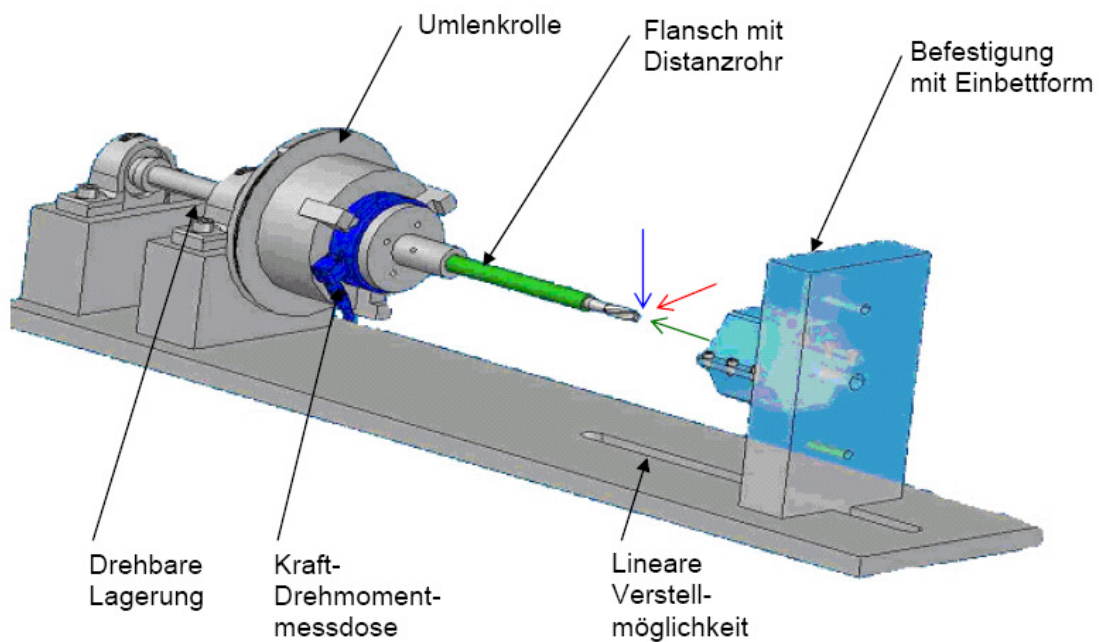


Abb.3.4.3 schematischer Versuchsaufbau (Verdrehung der Helixklinge/Schraube im Femurkopf)

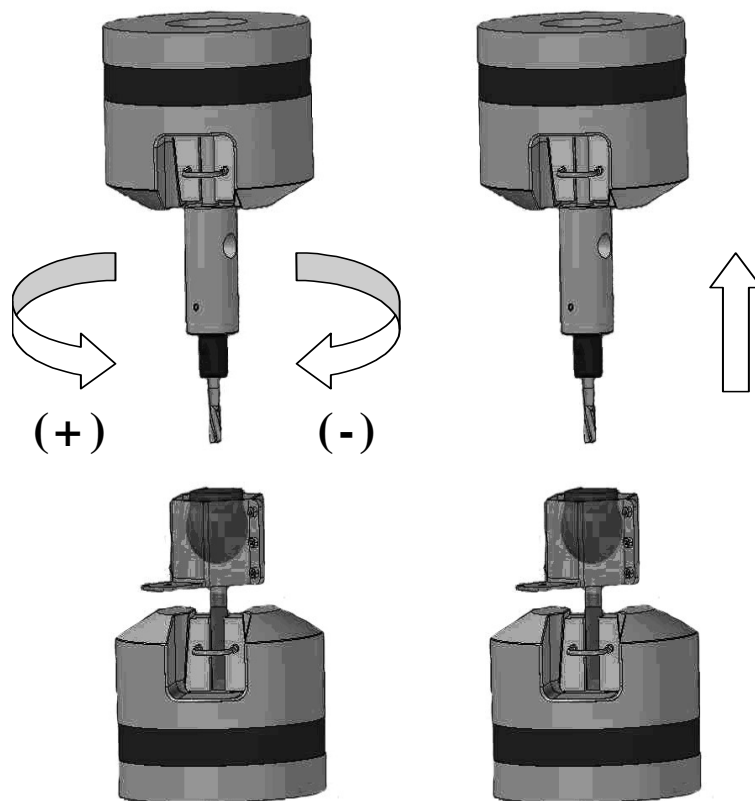


Abb.: 3.4.4 Rotation um 60 ° rechts (+) und links (-), vertikaler Auszug bei fixierter Rotation

3.5 Patientendaten

Es wurden 25 Hüftköpfe verwendet. Davon waren 14 von Frauen und 11 Hüftköpfe von Männern. Das Alter der Patientenproben wurde am Entnahmetag bestimmt. Der Gesamterschnittschnitt betrug 72,7 Jahre.

Die Hüftköpfe wurden nach dem Zufallsprinzip dem jeweiligen Implantat zugeordnet.

Bei neun Hüftköpfen wurde die Helixklinge des PFN A implantiert, davon waren fünf von Männern und vier von Frauen. Das Durchschnittsalter betrug 63,2 Jahre.

Mit der Schraube des Gamma 3 Nagels wurden neun Hüftköpfe versorgt. Drei von männlichen und sechs von weiblichen Patienten. Das Durchschnittsalter lag in dieser Gruppe bei 78,5 Jahren.

Die DHS ist sieben mal implantiert worden. Die Hüftköpfe stammten von drei männlichen und vier weiblichen Patienten. Das Durchschnittsalter betrug 77,6 Jahre.

Die Knochendichte wurde mittels einer quantitativen Computer Tomographie gemessen. Der Durchschnittswert betrug 309,5 mg/cm³. Der Durchschnittswert bei den Versuchen mit der Helixklinge des PFN A betrug die Knochendichte 348,01mg/cm³, bei dem Gamma 3-Nagel 265,40mg/cm³ und der DHS 316,7mg/cm³.

Neben den humanen Hüftköpfen wurden die Versuche auch an Kunstknochen durchgeführt. Die Kunstknochen (Sawbone-Blöcke) waren 30x30x40mm groß. Die einheitliche Dichte betrug 20mg/cm³.

4. Ergebnisse

4.1 Knochendichtemessung der humanen Hüftköpfe

Die Knochendichtemessung ist 24 Stunden vor Versuchsbeginn durchgeführt worden. Für die quantitative Computer Tomographie (QCT) wurde von der Firma Stratec® das Gerät XCT 900 verwendet.

Die Knochendichte wurde in einer zentralen Zone am Hüftkopf und in drei Schichten nahe dem Hüftkopfszentrum bestimmt (siehe Abb.: 4.1) und daraus ein Mittelwert gebildet (siehe Tab.: 4.1). Der Gesamtdurchschnitt $309,5\text{mg/cm}^3 \pm 72,1\text{mg/cm}^3$.

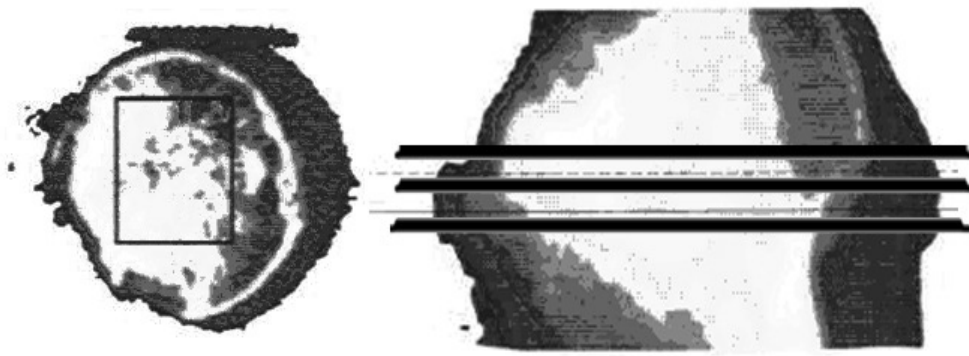


Abb.: 4.1 Knochendichtemessung mit einem QCT-Scanner (XCT 900 Stratec), links Messung in der zentralen Zone im Hüftkopf, rechts Dreischichten Messung nahe des Hüftkopfszentrum.

Die Hüftköpfe wurden nach dem Zufallsprinzip dem jeweiligen Implantat zugeordnet.

Der Mittelwert der Knochendichte der neun mit dem PFN A versorgten Hüftköpfe betrug 348mg/cm^3 (siehe Tab.: 4.1).

Mit der Schraube des Gamma 3 Nagels wurden ebenfalls neun Hüftköpfe versorgt hier betrug die Knochendichte $265,4\text{mg/cm}^3$ im Durchschnitt.

Die DHS wurde sieben mal implantiert, die durchschnittliche Knochendichte betrug 316,7mg/cm³.

Tab.: 4.1 Knochendichtemessung mittels QCT

Implantat	Pat.Nr.:	Geschlecht	Alter	Mittelwert Dichte
				Mg/cm ³
PFN A	1	M	68,81	252,6
	2	M	53,28	397,4
	3	W	61,19	357,8
	4	M	68,27	362,9
	5	M	62,53	498,8
	6	W	63,65	280,9
	7	W	64,25	322,9
	8	W	81,70	299,8
	9	M	45,16	359,0
Durchschnitt			63,20	348,01
Median			63,65	357,80
Gamma 3	10	w	72,82	293,2
	11	w	57,95	296,1
	12	m	85,23	352,5
	13	w	82,24	291,9
	14	w	75,32	160,7
	15	m	79,87	205,9
	16	w	84,53	240,4
	17	m	84,90	285,6
	18	w	83,73	262,3
Durchschnitt			78,51	265,40
Median			82,24	285,60
DHS	19	m	72,34	320,0
	20	m	66,79	303,5
	21	w	84,50	311,8
	22	m	77,08	334,2
	23	w	86,87	349,8
	24	w	84,55	269,9
	25	w	70,80	327,6
Durchschnitt			77,6	316,7
Median			77,08	320,0
Gesamtdurchschnitt			72,7	309,5
		m=männlich		
		w=weiblich		

4.2 Messung der Auszugs- und Rotationskraft bei Rechts- (+) und Linksdrehung (-) von dynamischer Hüftschraube, Gamma-3 Schraube und der Helixklinge des PFN A in Sawbone-Blöcke

Zur Kalibrierung des Versuchsaufbaues wurden die drei Implantate in Sawbone-Blöcke getestet. Der Kunstknochen hatte das Ausmaß 30x30x40mm und eine vom Hersteller angegebene einheitliche Dichte von 0,2g/cm³.

Die untenstehende Grafik (Abb.: 4.2.1) zeigt das notwendige Drehmoment (Nm) bei der kontinuierlichen Rotation der Schenkelhalskomponente. Die Proben werden nach rechts bis 60° gedreht (DHS+60, G3+60, PFNA+60).

Die Kurven der DHS und der Gamma 3 Schraube verlaufen nahezu gleichauf. Das Maximum wird bei einer Rotation von 20° mit einem Wert von 2,9 Nm erreicht. Bis zum Ende des Versuches bei 60° sinkt der Wert der Gamma 3 Schraube nur geringfügig ab. Die Helixklinge erreicht bei etwa 25° ihren höchsten Wert von 8 Nm. Danach fällt der gemessenen Rotationsmoment kontinuierlich ab und erreicht bei 60°(+) einen Wert von 6 Nm.

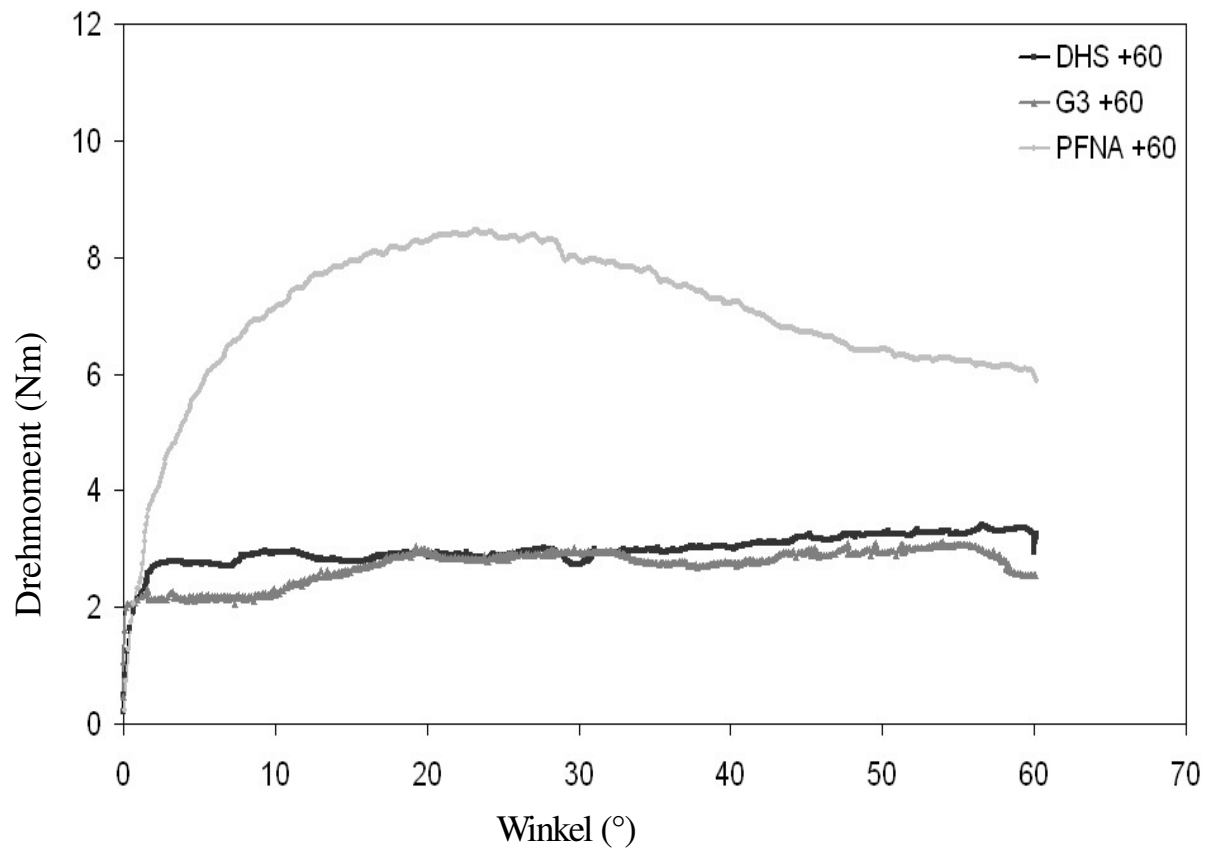


Abb.: 4.2.1 Rechtsdrehung bis 60° (+) , Drehmomentmessung im Kunstknochen nach Implantation

In der Abbildung 4.2.2 wird der Versuch mit einer Linksdrehung bis 60° dargestellt (DHS-60, G3-60, PFNA-60).

Die Kurve von DHS und Gamma 3 Schraube verlaufen nahezu parallel. Die DHS erreicht bei 20° einen Wert von 4,3 Nm, die Schraube des Gamma3 Nagels von 3,4 Nm. Beide Kurven steigen danach linear an. Die Helixklinge erreicht ihr Maximum bei 10° mit 10 Nm und fällt dann kontinuierlich ab. Der Wert der PFN A Klinge bei 60° (-) liegt allerdings deutlich über den Werten von DHS und Gamma Schraube, bei 6 Nm.

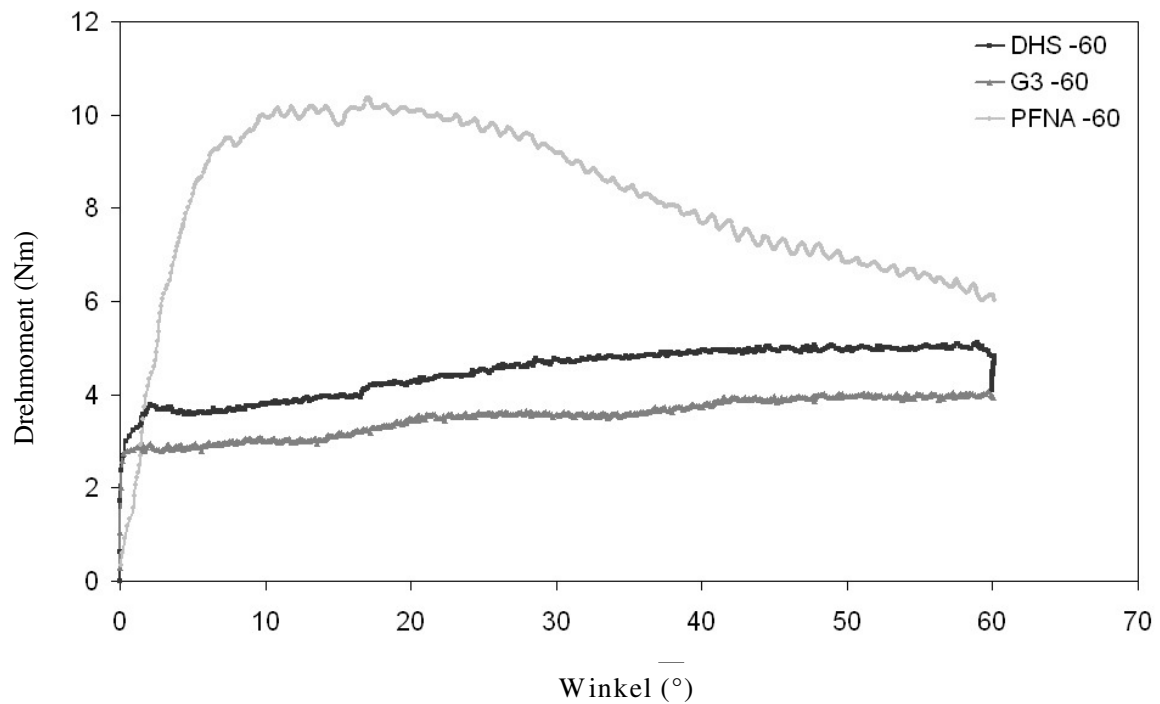


Abb.: 4.2.2 Linksdrehung bis 60° (-), Drehmomentmessung, Kunstknochen

Die nächste Abbildung (Abb.: 4.2.3) zeigt die notwendige Auszugskraft bei fixierter Rotation der Schrauben und der Klinge. Nachdem die Implantate 32 mm in den Kunstknochen eingebracht wurden und 60° (+) rechtsherum rotiert wurden.

Die maximale Auszugskraft der DHS lag bei 1400 N, für die Schraube des Gamma 3 Nagels wurden 1500 N aufgewendet. Die Helixklinge des PFN A war bereits bei 500N zu extrahieren.

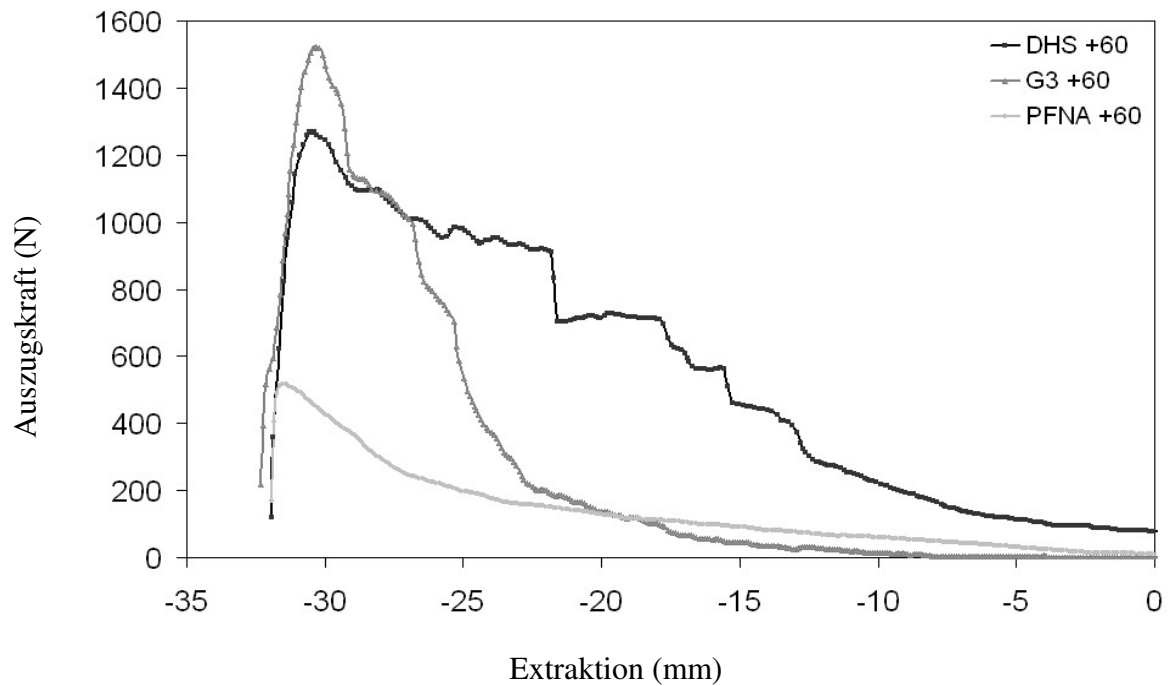


Abb.: 4.2.3 Messung der Auszugskraft, Kunstknochen nach Rotation um 60 °(+) nach rechts

In Abbildung 4.2.4. werden die Ergebnisse der Auszugsversuche der Implantate mit Linksdrehung gezeigt.

Bei der Extraktion der DHS ist eine Kraft von 1300 N notwendig. Die Kurve fällt danach stetig ab.

Die Schraube des Gamma 3 Nagels erreicht einen Maximalwert von 1500 N. Die Schraube wird dann 7 mm extrahiert. Mit einer konstant aufgewendeten Kraft von 600 N wird die Schraube weiter extrahiert. Nachdem bereits 17 mm extrahiert wurden erfolgt der Ausriss der Schraube.

Bei der Helixklinge beginnt die Extraktion bei 200 N. Die Kurve verläuft linear. Bei einer noch verbleibenden Klingenlänge von 7 mm im Kunstknochen reißt das Implantat aus.

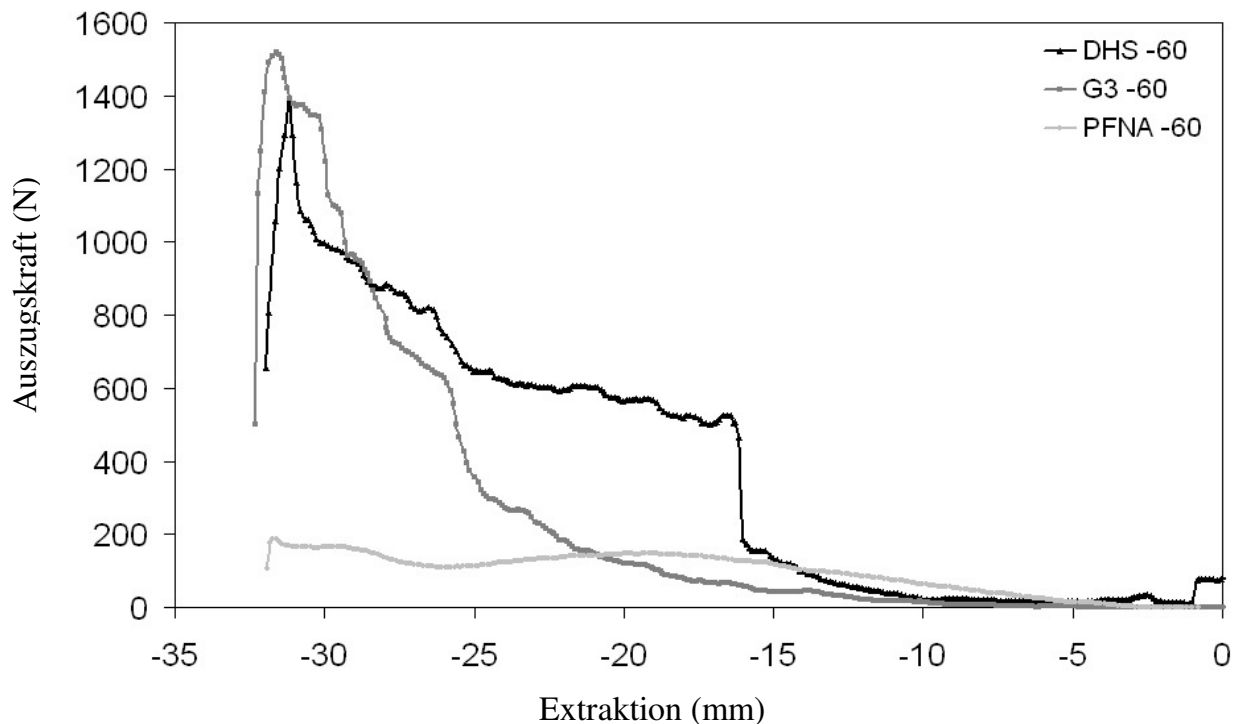


Abb.: 4.2.4 Messung der Auszugskraft, Kunstknochen nach Rotation um 60°(-) nach links

4.3 Messung der Auszugs- und Rotationskraft bei Rechts- (+) und Linksdrehung (-) von dynamischer Hüftschraube, Gamma 3-Schraube und der Helixklinge des PFNA in humanen Hüftköpfen.

Es wurden in gleicher Vorgehensweise in humane Hüftköpfe die DHS, die Schraube des Gamma 3 Nagels und die Helixklinge des PFN A implantiert.

Die Abbildung 4.3.1 zeigt die Kurven bei der Rotation nach rechts bis 60°(+).

Die DHS erreicht Werte von 5 Nm. Die Kurve verläuft nahezu linear bis zur Rotation von 60°. Parallel dazu, allerdings bei 2 Nm Drehmoment, zeichnet sich die Kurve der Schraube des Gamma-3 Nagels ab. Bei einer Rotation von 36° fällt die Kurve auf 1 Nm ab und zeigt einen linearen Verlauf bis zum Schluss.

Der höchsten Wert wird bei der Helixklinge des PFN A gemessen. Die Kurve steigt stetig an

bis 30° Rotation erreicht sind. Bei 30° beträgt dieser 12 Nm . Die Kurve fällt dann ab auf 9 Nm und verläuft bis zum Ende linear.

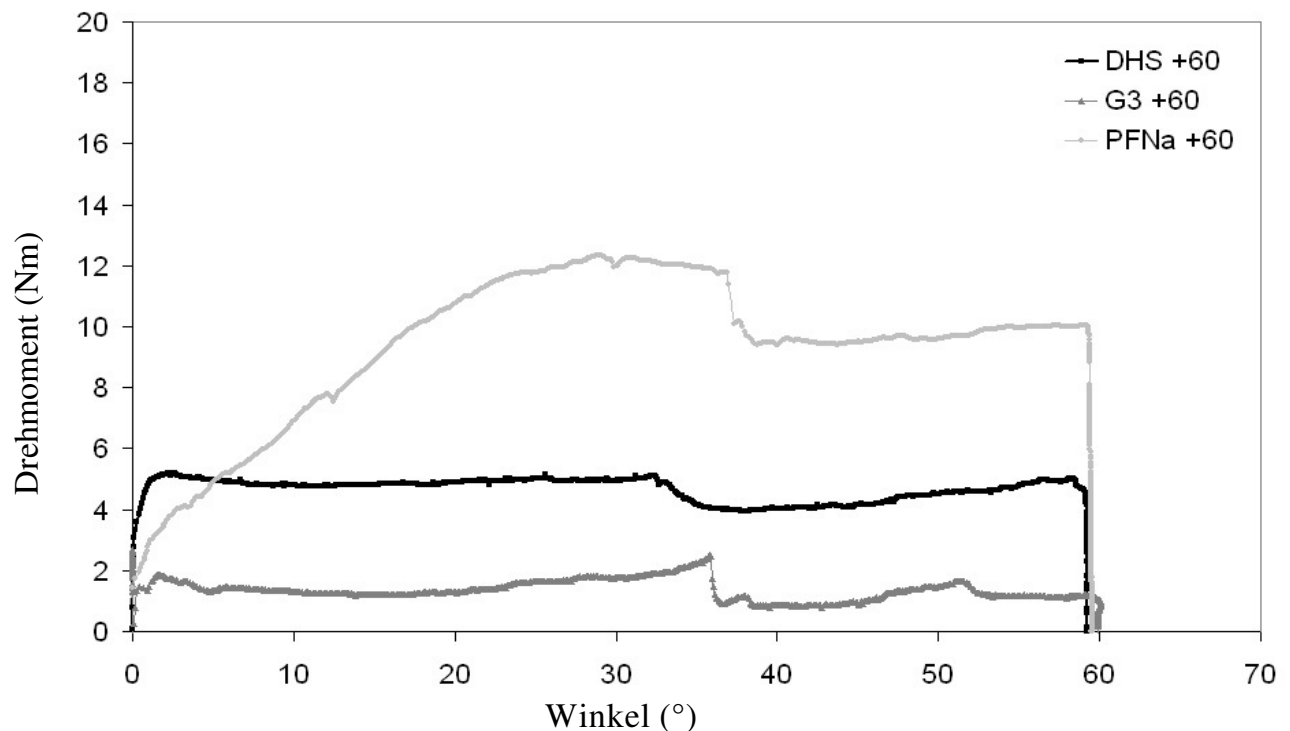


Abb.: 4.3.1 Rechtsdrehung bis 60° (+) , Messung des Drehmoment, humaner Hüftkopf (HK)

Die folgende Abbildung (Abb.: 4.3.2) demonstriert den Versuch bei Rotation der Schrauben und der Klinge um 60° (-) nach links.

Sowohl die DHS als auch die Schraube des Gamma 3 Nagels steigen initial an und verlaufen dann parallel bis zu 60° ohne eine nennenswerte Veränderung.

Die DHS erreicht einen maximalen Wert von 6 Nm, die Gamma 3 Schraube einen maximalen Wert von 5 Nm.

Anders verläuft die Kurve der Helixklinge. Hier wird ein stetiger Anstieg aufgezeichnet. Das Maximum wird bei 30° erreicht und beträgt 20 Nm. Danach fällt der Wert kontinuierlich ab. Bei 60° werden noch 13 Nm. gemessen.

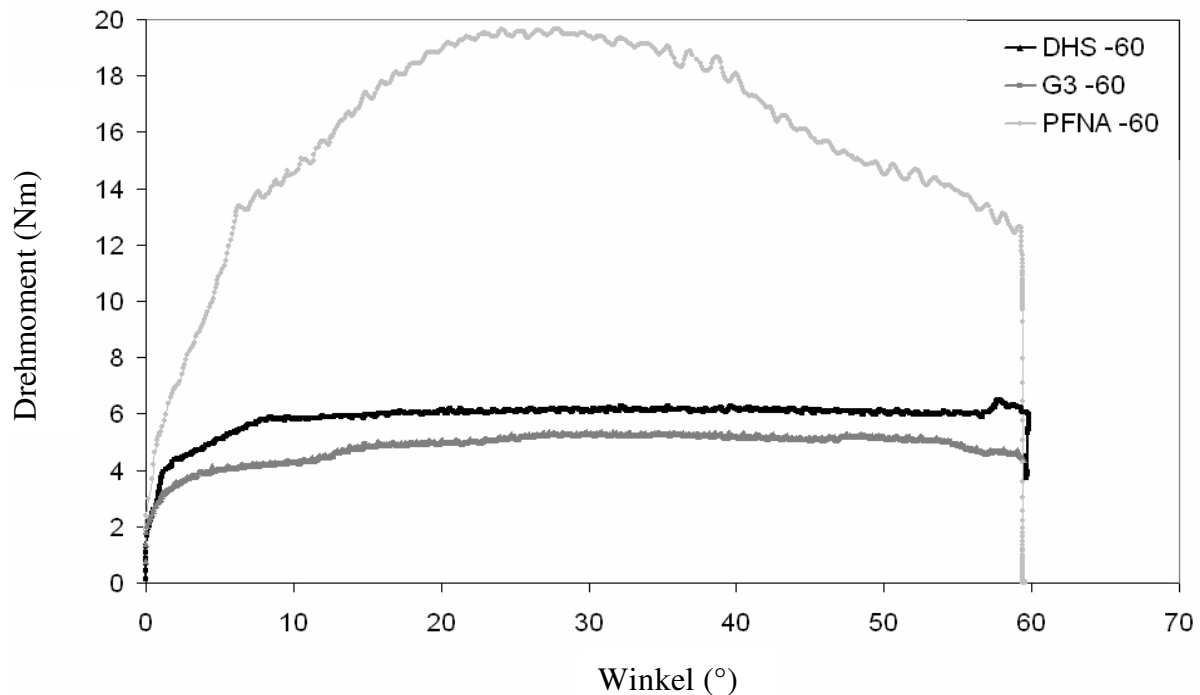


Abb.: 4.3.2 Linksdrehung bis 60° (-) , Drehmomentmessung, humaner Hüftkopf (HK)

Nun wurden die Schrauben und die Klinge welche mit einer Rechtsdrehung eingebracht wurden herausgezogen (siehe Abb.: 4.3.3). Wie bei den Kunstknochen ist die Rotation fixiert. Die Implantate wurden wiederum 32 mm in den Hüftkopf (HK) eingebracht.

Bei 2600 N beginnt die DHS aus dem HK zu wandern. Die Kurve fällt steil ab, bereits bei 15 mm Extraktion ist keine messbare Kraft mehr aufzuwenden um die Schraube vollständig zu entfernen. Den maximalen Wert erreicht die Schraube des Gamma 3 Nagels. Hier muss eine Kraft von 3100 N aufgewendet werden. Danach fällt die Kurve ab. Bis zu einer Länge von 5mm werden Kräfte gemessen.

Die Helixklinge des PFN A erreicht hier einen Maximalwert von 1400 N.

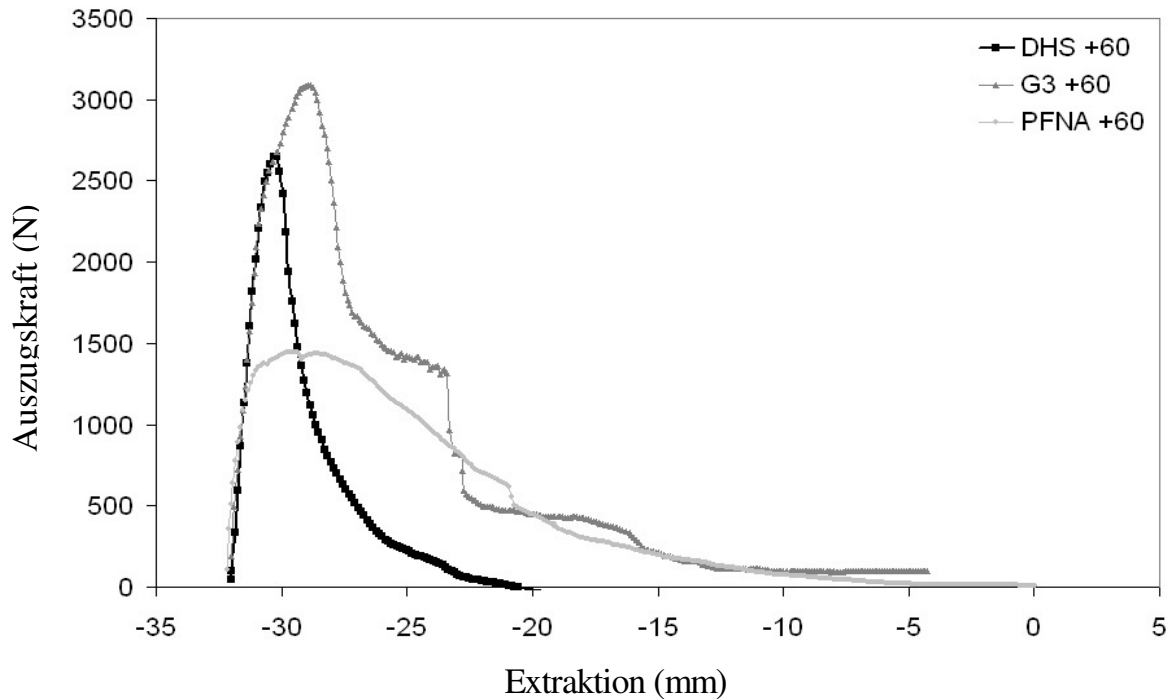


Abb.: 4.3.3 Messung der Auszugskraft, humaner Hüftkopf (HK) nach Rotation von 60°+

Die Abbildung 4.3.4 zeigt den Versuch mit den Schrauben und der Klinge, die mit einer Linksdrehung (- 60°) eingebracht wurden.

Die DHS erreicht Werte bis zu 1500 N, danach beginnt die Extraktion der Schraube. Nach einer Extraktion von 9 mm ist bereits keine Kraft mehr aufzuwenden um die Schraube vollständig herauszuziehen.

Die Schraube des Gamma 3 Nagels hat ein ähnliches Kurvenprofil wie die DHS. Es müssen 1600 N zu Beginn der Extraktion aufgewendet werden. Nach 12 mm Extraktion ist die Schraube ohne Kraftaufwand herauszuziehen.

Für die Extraktion der Helixklinge sind 300 N aufzuwenden. Diese Kurve verläuft parallel zur Nulllinie. Nach einer Extraktion von 23 mm ist hier keine Kraft mehr aufzuwenden um die Helixklinge vollständig zu entfernen.

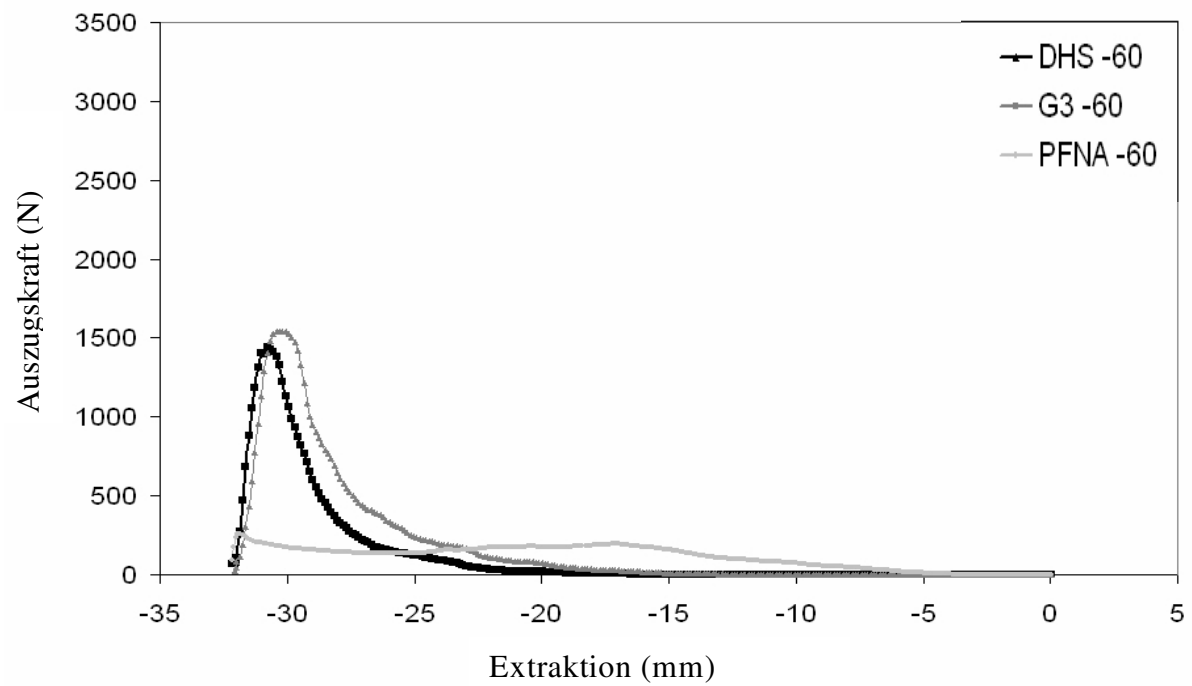


Abb.: 4.3.4 Messung der Auszugskraft, humaner Hüftkopf

4.4 Fotodokumentation

Die folgenden Bilder zeigen Querschnitte der humanen Hüftköpfe nach Entfernen der Schenkelhalskomponenten.

Die implantatspezifische Kompaktierung der Spongiosa bei der Implantation und die unterschiedliche Zerstörung der Trabekelstrukturen beim Auszugsversuch konnten anhand dieser Bildgebung nicht dargestellt werden. Lediglich die Breite des verbleibenden Kanals nach Auszug der Implantate war zwischen der Schraube und der Klinge unterschiedlich messbar. Dieser Wert korreliert mit dem Durchmesser des Implantates, da diese bei fixierter Rotation extrahiert werden. Die Spongiosa wird daher auf der ganzen Breite des Schrauben/Klingen Durchmesser entfernt.

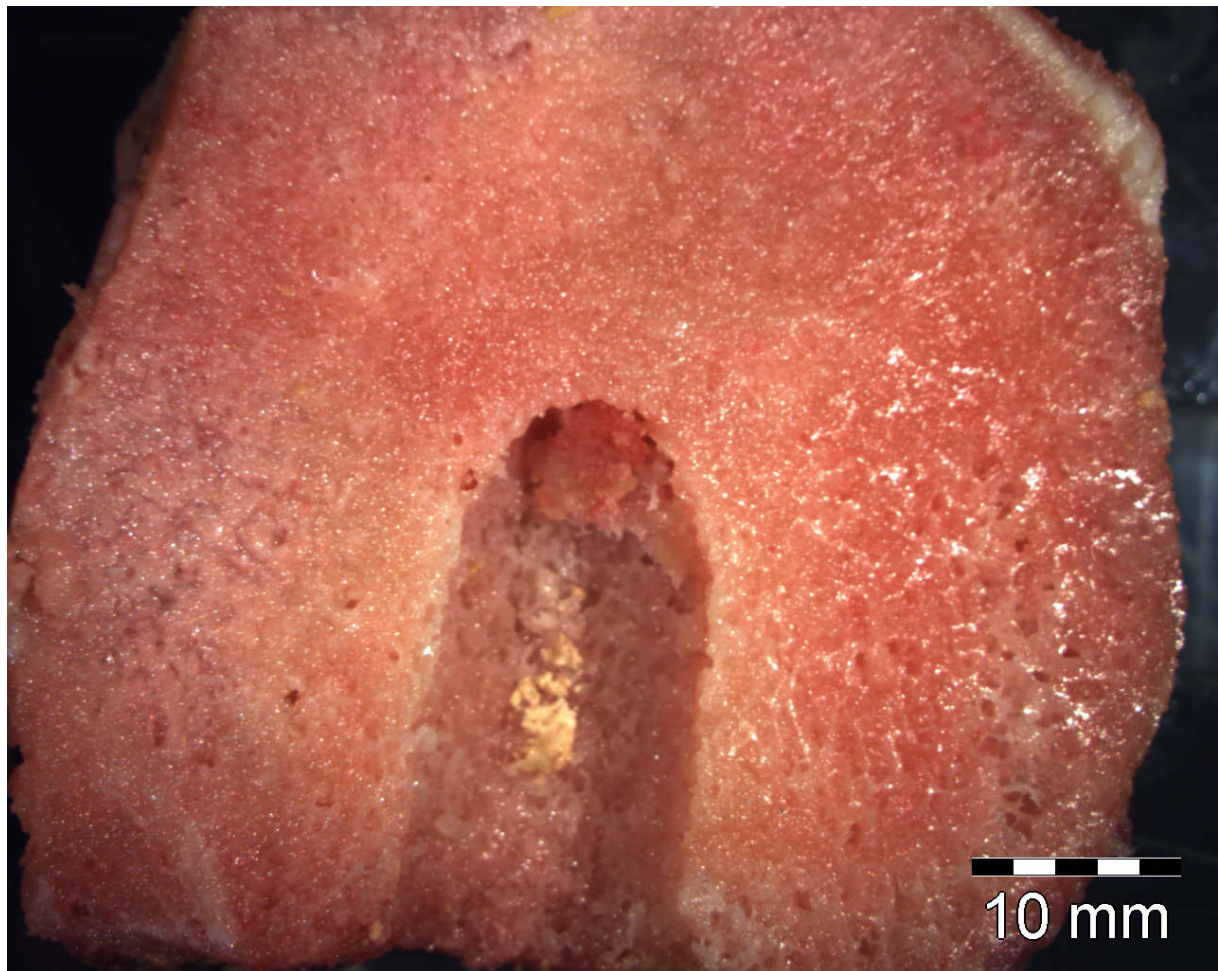


Abb.: 4.5.1 humaner Hüftkopf nach Implantation und Extraktion der DHS 1. Hälfte

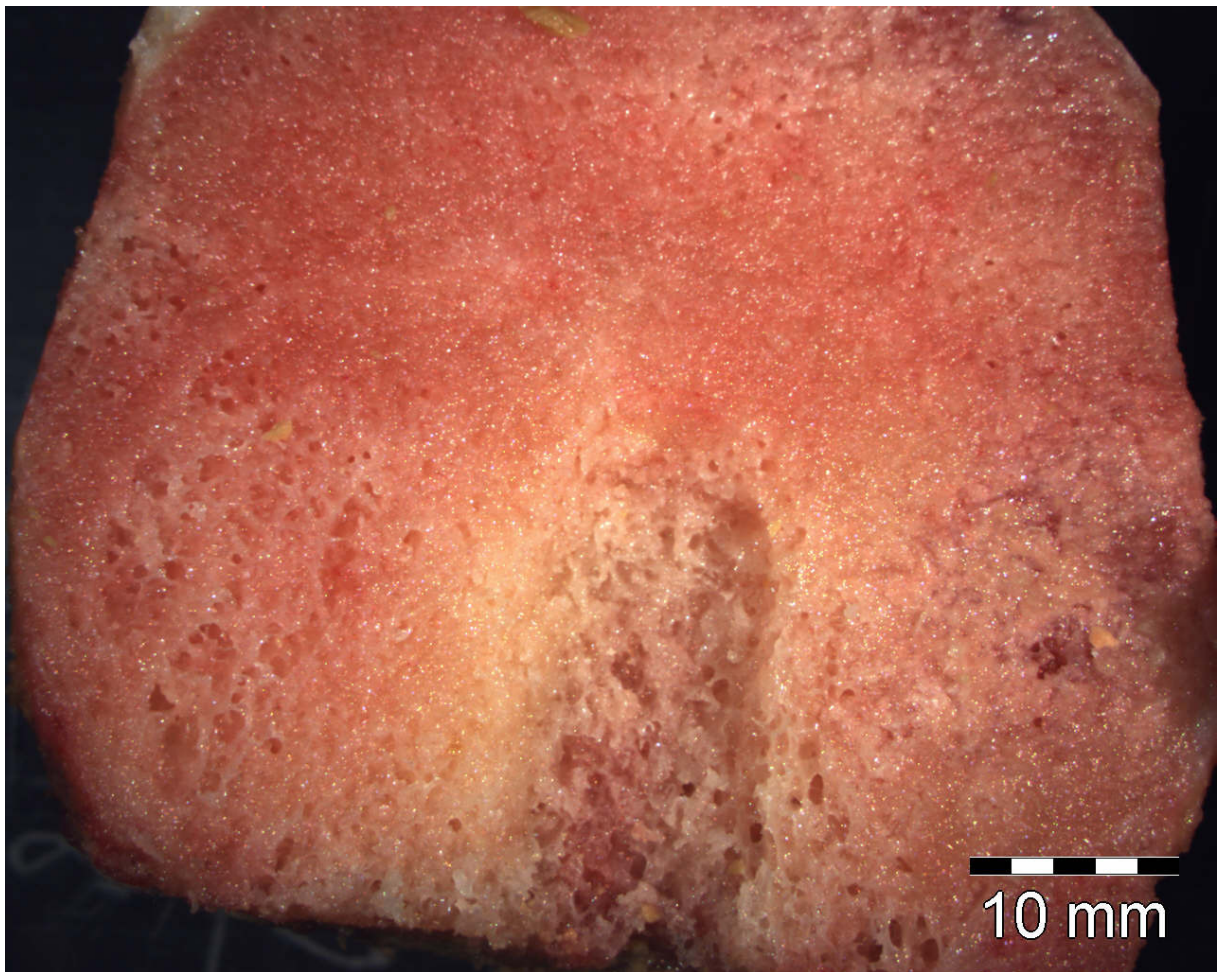


Abb.: 4.5.2 Querschnitt eines humanen Hüftkopfes nach Implantation und Extraktion der DHS 2. Hälfte

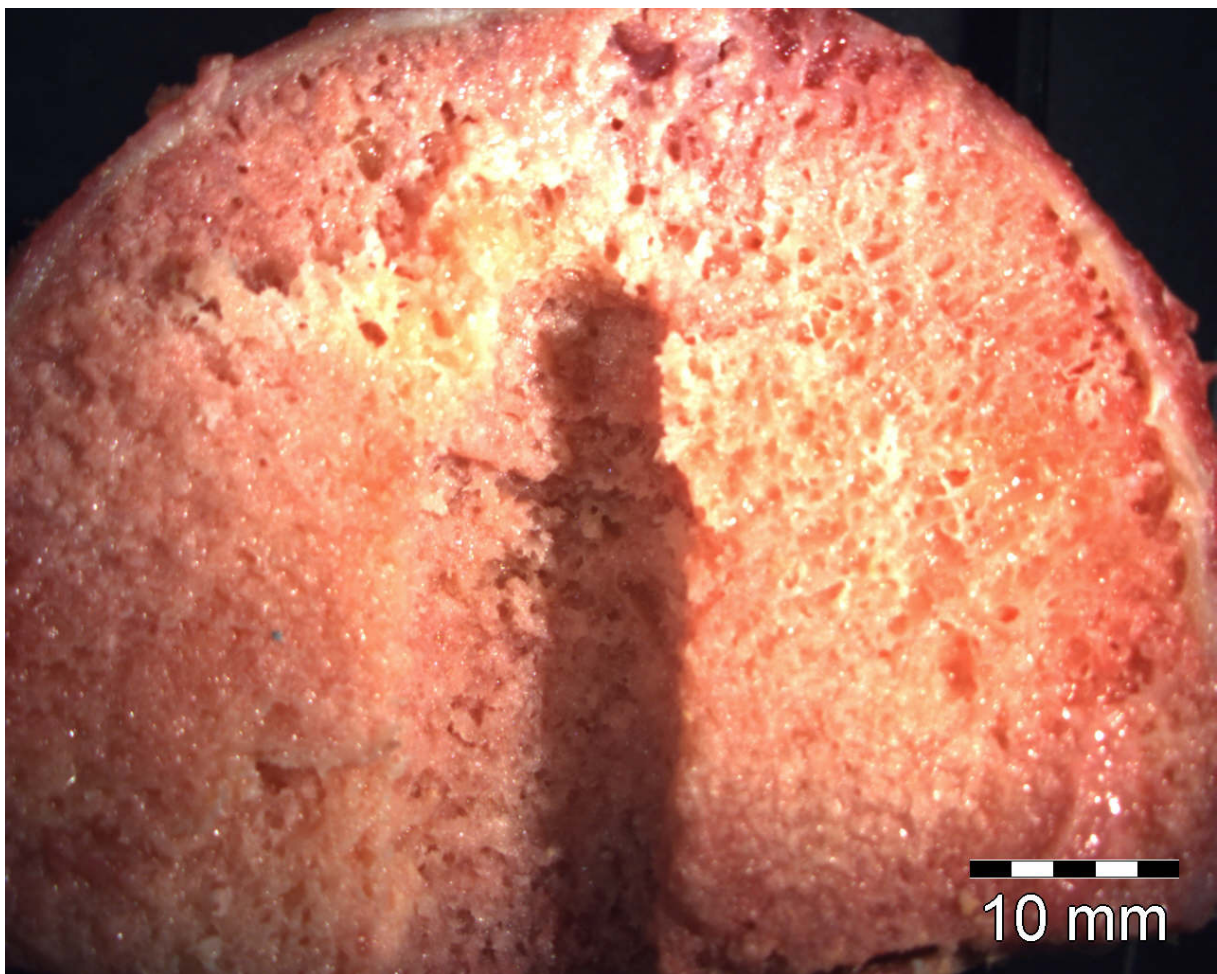


Abb.: 4.5.3 Querschnitt eines humanen Hüftkopfes nach Implantation und Extraktion der Schenkelhalsschraube des Gamma 3 Nagels 1. Hälfte

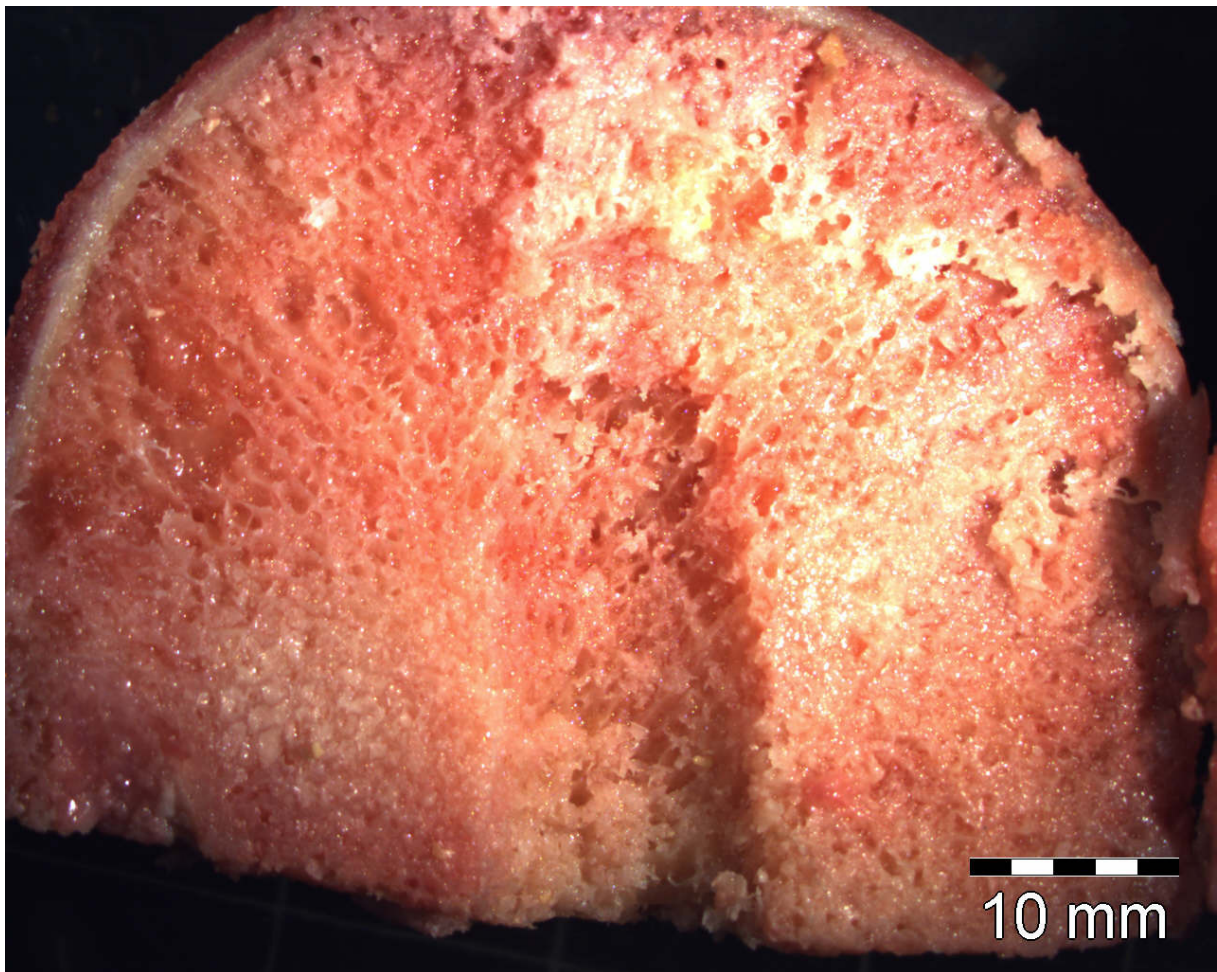


Abb.: 4.5.4 Querschnitt eine humanen Hüftkopfes nach Implantation und Extraktion der Schenkelhalsschraube des Gamma 3 Nagels 2. Hälfte

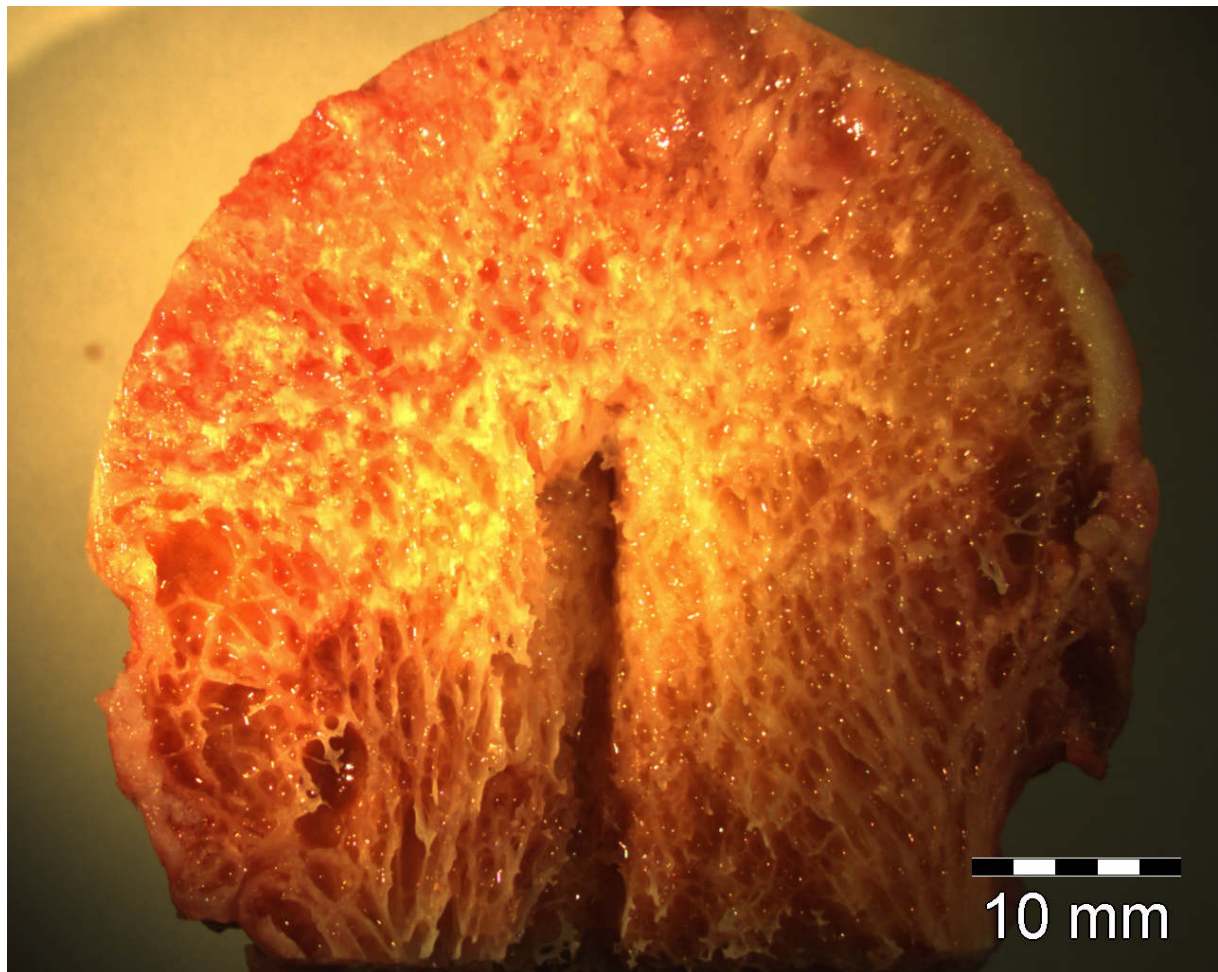


Abb.: 4.5.5 Querschnitt eines humanen Hüftkopfes nach Implantation und Extraktion der Helixklinge des PFN A 1. Hälfte

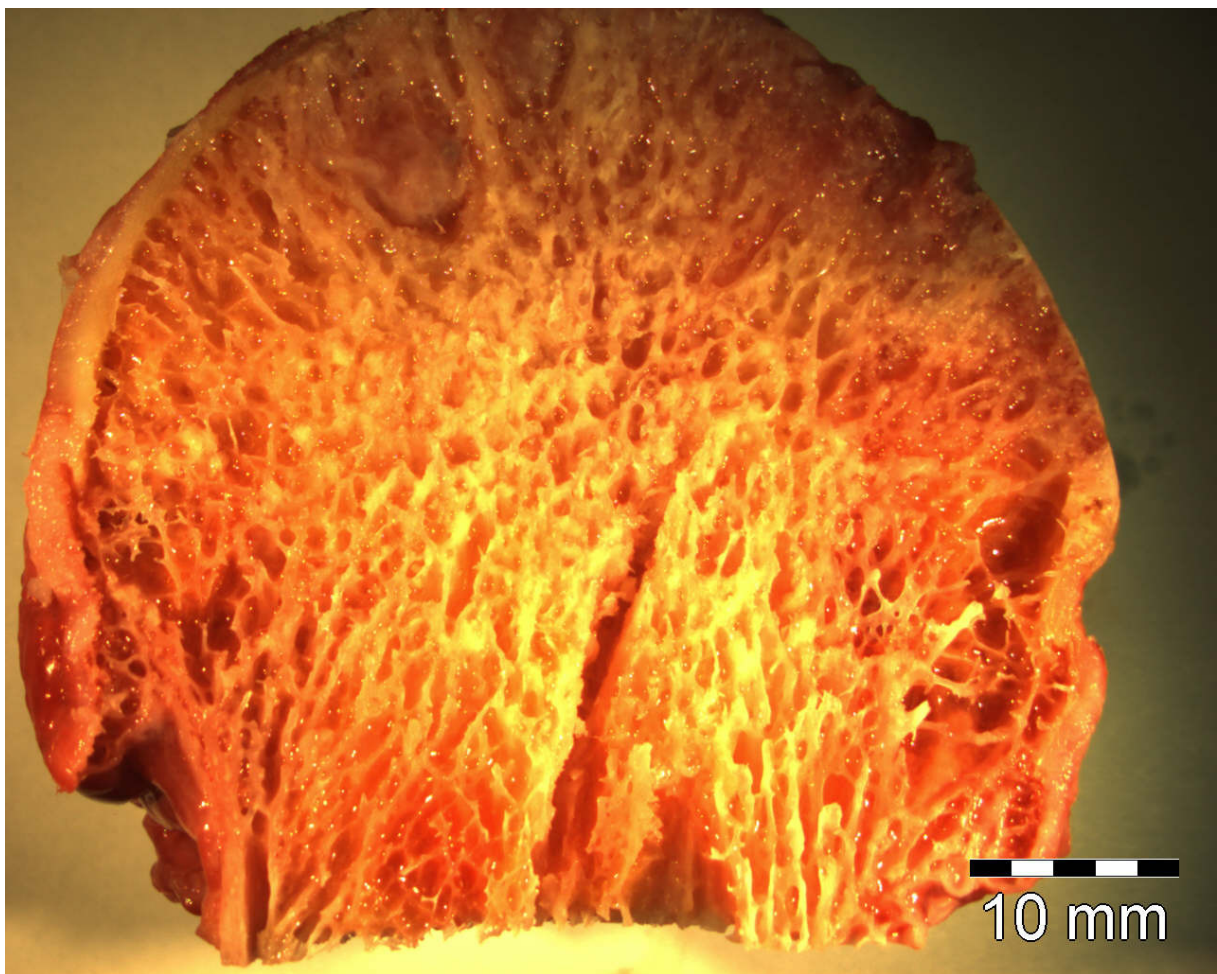


Abb.: 4.5.6 Querschnitt eines humanen Hüftkopfes nach Implantation und Extraktion der Helixklinge des PFN A 2.Hälfte

5. Diskussion

In Europa ist bereits ein gesellschaftlicher Wandel eingetreten. Der Geburtenrückgang und die steigenden Lebenserwartung führen zu einer deutlichen Überzahl der älteren Bevölkerung. Demzufolge gewinnen die alterstypischen Erkrankungen an Bedeutung. Im Bereich der Unfallchirurgie nimmt die Alterstraumatologie einen hohen Stellenwert ein. Hier stellt die hüftgelenksnahe Femurfraktur die häufigste Frakturform beim alten Menschen dar [4].

Die Ursachen sind vielfältig. Ein zunehmender Muskelabbau verbunden mit neurologischen Defiziten sind häufig Gründe für die häuslichen Stürze. Die rasche und komplikationsarme operative Versorgung der immer komplexeren Frakturformen [12] sowie die Wiederherstellung der praetraumatischen Lebenssituation stellen die Herausforderungen dieses Krankheitsbildes dar.

Neben den genannten Faktoren stellt die zunehmende Osteoporose für die Frakturversorgung ein entscheidendes Problem. Der osteoporotische Knochen kommt vor allem beim alten Menschen vor und hat in den letzten Jahren an Bedeutung zugenommen.

Per definitionem ist die Osteoporose eine systemische Skeletterkrankung, charakterisiert durch eine Verminderung der Knochenmasse und Verschlechterung der Mikroarchitektur des Knochengewebes mit entsprechend reduzierter Festigkeit und erhöhter Frakturneigung [19].

Die Knochendichte unterliegt im Laufe des Lebens Veränderungen. Das Knochengewebe wird von mechanischen (Statik des Körpers, Beanspruchung) und metabolischen (Kalzium-Phosphatspeicher) Faktoren beeinflusst.

Eine physiologische Zunahme der Knochenmasse findet bis zur vierten Lebensdekade statt. Danach erfolgt ein stetiger Abbau der Knochenmasse. Der maximale Knochendichtewert wird in der Wirbelsäule zwischen dem 30. und 40. Lebensjahr erreicht, im Bereich des proximalen Femur bereits vor dem 20. Lebensjahr. Der Höchstwert (peak bone mass) der Knochendichte liegt im Schnitt bei Männern etwas höher als bei Frauen. Nach Erreichen des sog. "peak bone" beginnt der Knochen mit dem Remodeling, dem ständigen Abbau und Wiederaufbau des Knochengewebes. Bei Frauen tritt mit der Menopause ein Ungleichgewicht des Knochenumbaus mit der Folge einer negativen Bilanz auf. Beim Abbau ist der spongiöse Anteil des Knochens mehr als der kortikale Anteil betroffen.

Bei der senilen Osteoporose ist neben der spongiösen Struktur auch die Kortikalis betroffen

[30].

In den vergangenen Jahrzehnten wurden unterschiedlichste Verfahrensweisen zur Behandlung der pertrochantären Femurfrakturen entwickelt.

In einer Studie von Evans 1949 wurde klar herausgestellt, dass die operative interne Stabilisierung von trochantären Femurfrakturen das Mortalitätsrisiko gegenüber der konservativen Therapie von 34 Prozent auf 18 Prozent senkt [20].

Beginnend mit dem rotationsstabilem Dreilamellennagel, der bereits 1925 zur Anwendung kam, dem Doppel- oder Y-Nagel von Küntscher 1940 bis hin zur Laschenschraube nach Pohl 1951, wurde immer mehr auf die anatomischen Strukturen und die Belastungssituation in der Trochanterregion eingegangen. Zur Anwendung kamen intramedulläre als auch extramedulläre Implantate. Viele Veränderungen der Implantate mussten vorgenommen werden um der besonderen mechanischen Situation im Schenkelhalsbereich Rechnung zu tragen. Die stetig neu gewonnenen Erkenntnisse bezüglich der Osteosynthesetechnik und der Biomechanik führten zu einer rapiden Weiterentwicklung und Vielzahl der Implantate.

Die Reduzierung des Blutverlustes durch minimale Zugänge, die kürzeren Operationszeiten und die Möglichkeit der sofortigen Vollbelastung reduzierten die postoperativen Komplikationen und demzufolge die Mortalitätsrate der intramedullären Osteosyntheseverfahren.

Die heutigen Implantate erfüllen diese Voraussetzungen. Sie setzen sich aus einer Kombination einer dynamischen Gleitschraube im Schenkelhalsbereich und einer stabilisierenden Komponente durch einen intramedullären (Nagel) oder extramedullären (Platte) Kraftträger zusammen.

Eine nicht unwesentliche Komplikation, das sog. Cutting-out der Schenkelhalskomponente, ist weiterhin Gegenstand von Forschungsarbeiten. Die derzeitige Komplikationsrate liegt zwischen 9-15% [36].

In einer prospektiven Studie von Davis wurden 230 intertrochantäre Femurfrakturen, die mit einem internen Kraftträger versorgt wurden, untersucht. Bei 16,5 Prozent kam es zu einem mechanischen Versagen, davon bezog sich der Großteil nämlich 76 Prozent auf das Cut- out der Schenkelhalskomponente [21].

In weiteren Studien wurde ein Grund für das Cut-out in der nicht anatomischen Reposition der Fraktur, vor allem im osteoporotischen Knochen, gesehen [22].

Trotz der anatomischen Reposition ist diese Komplikation immer noch die häufigste.

Morgan et al. konnten in ihrer Studie zeigen, dass die Dichte des Knochens nicht zu 100% mit der Stabilität des Knochens korreliert [37].

Zudem stellte Pauwels in seiner Biomechanik Studie fest, dass es unter anatomischen Bedingungen im Hüftkopf keine Rotationsmomente gibt [38].

Es stellt sich die Frage ob durch unterschiedliche Implantationstechniken und ein besonderes Design der Schenkelhalsschraube die Stabilität im osteoporotischen Knochen erhöht und somit Komplikationen vermieden werden können.

Bei Betrachtung des weltweiten Marktes bezüglich der osteosynthetischen Versorgung pertrochantärer Femurfrakturen spielen drei Implantate momentan eine wichtige Rolle. Die dynamische Hüftschraube (DHS), der Gamma 3-Nagel und der proximale Femurnagel A (PFN A). Bei Untersuchung der Implantate und vor allem der Schenkelhalskomponenten fallen unterschiedliche Konzepte und Designs auf. Wie bereits beschrieben stellt die Verankerung des Implantates und die Implantationstechnik, Substanzverlust bei Implantation, im osteoporotischen Schenkelhals/Hüftkopfbereich den Schlüssel zum Erfolg dar.

Die Idee dieser Arbeit war es unter standardisierten Bedingungen Auszugs- und Rotationskräfte zu messen. Die Ergebnisse lassen Rückschlüsse auf die Verankerung der Schraube/Klinge im Knochen zu.

Um die Qualität des Knochens zu messen wurde die Knochendichte mittels QCT (quantitativer Computer Tomographie) ermittelt. Der Durchschnittswert lag bei $309,5 \pm 72,1$ mg/cm³. Der Durchschnittswert bei den mit dem PFN A versorgten Hüftköpfen lag bei einem Durchschnittsalter von 63,20 Jahren (Median 63,65 Jahre) bei $348,01$ mg/cm³, die Gruppe der mit einem Gamma 3 Nagel versorgten Hüftköpfe lag bei einem Durchschnittsalter von 78,51 Jahren (Median 82,24 Jahre) bei 265 mg/cm³, bei der DHS lagen die Werte bei 77,6 Jahren (Median 77,08 Jahre) und einem Knochendichtewert von $316,7$ mg/cm³.

Zudem wurden die Versuche um Referenzwerte zu erhalten an Kunstknochen (Sawbone Blöcke) mit einer einheitlichen Dichte von 200 mg/cm³ durchgeführt.

Der Durchschnittswert unserer Patientengruppe bzgl. der Knochendichte liegt unterhalb des Wertes den Morgan et al 2003 gemessen haben. Hier wurde bei einer altersmäßig entsprechenden Gruppe 74 ± 13 Jahre im Gegensatz zur eigenen Gruppe 73 ± 10 Jahre eine höhere Dichte von 560 mg/cm³ (Streuwert $260-750$ mg/cm³) [23] gemessen.

Um vergleichbare Ergebnisse und Referenzwerte zu erreichen ist es wichtig die Versuche unter standardisierten Bedingungen durchzuführen. Da die Knochendichte einen wichtigen

Parameter darstellt und naturgemäß Schwankungen unterliegt, muss hier Kunstknochen verwendet werden. Diese Werte sind einheitlich, vergleichbar und die Messungen sind reproduzierbar. Da diese Untersuchungen eine klinische Relevanz aufweisen sollen ist es unabdingbar die Messungen auch an humanem Material durchzuführen.

Die Knochendichtewerte der verwendeten humanen Hüftköpfe (HK) zeigen, trotz ähnlicher Altersstruktur, starke Abweichungen. Auch Durchschnittswerte verschiedener Studien, mit vergleichbaren Altersgruppen, weisen nicht unerhebliche Unterschiede auf. Dies ist ein weiterer Grund Versuche zusätzlich an Kunstknochen durchzuführen um diese Varianz abzubilden.

Die zunehmenden Komplexität, die Instabilität der Frakturformen [12] und der osteoporotische Knochen, stellen besondere Anforderungen an den Kraftträger.

In unseren Versuchen wurden bei der DHS, der Schraube des Gamma 3 – Nagels und bei der Helixklinge des PFN A unter verschiedenen Versuchsanordnungen sowohl die Rotationsstabilität als auch Auszugskraft gemessen.

Die Implantate wurden sowohl mit einer Rechts- und einer Linksdrehung bis 60° eingebracht. Dies war notwendig da sich zeigte, dass der Rotationswiderstand Implantat abhängig war. Bei der Anwendung im Kunstknochen zeigten sich bereits bei 10-25° keine Kurvenveränderungen mehr. Im humanen Knochen zeigten sich implantatspezifische Unterschiede bis ca. 35° bei Implantation mit Rechtsdrehung. Danach kam es zu keiner signifikanten Kurvenveränderung mehr.

Beim Einbringen mit einer Linksdrehung unterscheiden sich die Kurven von DHS und Gamma 3 Schraube nur um wenige Nm, sie verlaufen nach einem initialen Anstieg nach ca. 10° Linksrotation nahezu parallel und ohne Veränderung bis 60°. Die Kurve der Helixklinge des PFN A zeigt einen stetigen Anstieg bis ca. 25°, nach einer kurzen Plateaubildung bei 40°, fällt die Kurve ab.

Bei der Rechtsdrehung sind die Kurvenverläufe nahezu identisch. Hier wird bei allen drei Implantaten die Verringerung des Drehmomentes bei ca. 35° deutlicher.

Man kann davon ausgehen, dass ab 35° die Trabekelstrukturen der Spongiosa durchbrochen sind.

Im ersten Versuch werden die drei Systeme in den Kunstknochen mit einer Rechtsdrehung bis zu 60° implantiert.

Die Kurven der DHS und der Gamma 3 Schraube zeigen ähnliche Ergebnisse. Das Maximum an aufzuwendendem Drehmoment wird bei beiden Systemen bei 20° Rotation erreicht. Der gemessene Wert beträgt 2,9 Nm. Bis zum Versuchende bei 60° Rechtsdrehung sinkt der Wert nur geringfügig ab. In der Summe ist hier bei beiden Systemen ein ähnliches Verhalten zu erkennen.

Ganz anders verhält sich die Helixklinge des PFN A bei der Rechtsdrehung. Die Kurve steigt von Beginn an stetig an und erreicht ihr Maximum bei 20° Rechtsdrehung bei einem Wert von 8 Nm. Danach verläuft die Kurve linear. Bei 60° Rechtsdrehung und Ende des Versuches werden immer noch 6 Nm gemessen.

Ein nahezu spiegelbildliches Verhalten der Kurvengeometrie zeigt sich bei der Linksdrehung. Die Kurven von DHS und Gamma 3 Schraube laufen parallel, wobei die DHS etwas höhere Werte, 4,3 Nm, im Gegensatz zur Schraube des Gamma 3 Nagels mit 3,3 Nm erreicht.

Das Drehmoment der Helixklinge steigt bei der Linksdrehung schneller an und erreicht einen Wert von 10 Nm. Bei 60° Linksdrehung werden immer noch 6 Nm gemessen.

Sowohl bei der Rechts- wie bei der Linksdrehung ist der benötigte Drehmoment der Helixklinge deutlich höher wie bei DHS und Gamma 3 Schraube.

Mit dem gleichen Versuchsablauf werden die Implantate bei humanen Hüftköpfen gefahren.

Die Dichtewerte sind im Gegensatz zum Kunstknochen (200 mg/cm³) höher. Die Durchschnittswerte liegen bei der DHS bei 336,3 mg/cm³ bei der Schraube des Gamma 3 Nagels bei 308,3 mg/cm³, und bei der Helixklinge des PFN A bei 373,9 mg/cm³.

Das Patientengut der drei Gruppen ist vergleichbar. Die Patienten in der Gruppe der DHS waren im Durchschnitt 75,2 Jahre alt, in der Gruppe der Schraube des Gamma 3 Nagels 74,43 Jahre und in der Gruppe der Helixklinge des PFN A 63,2 Jahren.

Das gemessene Drehmoment im HK (humaner Hüftkopf) beträgt bei der DHS 5 Nm, die Kurve verläuft bis auf eine kleine Abschwächung linear bis zum Ende des Versuchs bei 60° Rotation. Die Werte bei der Schraube des Gamma-3 Nagels verlaufen bei 2 Nm nahezu parallel. Bei 36° fällt die Kurve ab auf 1 Nm, steigt dann wieder etwas an bis zum Ende des Versuches.

Der höchste Wert wird wieder bei der Helixklinge des PFN A gemessen. Die Kurve steigt stetig an und erreicht bei 30° Rechtsrotation den Maximalwert von 12 Nm. Danach fällt sie ab auf 9 Nm und verläuft auf diesem Niveau bis zum Ende des Versuchs.

Bei der Linksdrehung ist wie beim Kunstknochen der Kurvenverlauf ähnlich der Rechtsdrehung.

Die Messung bei der DHS ergibt einen Maximalwert von 6 Nm, bei der Schraube des Gamma 3 Nagels einen Wert von 5 Nm.

Die Messungen des Drehmomentes bei der PFN A Helixklinge erreichen hier sogar Werte bis zu 20 Nm bei 30° Linksdrehung. Die Kurve fällt nur unwesentlich ab. Der letzte Wert bei 60° Linksdrehung beträgt immer noch 13 Nm.

Die sowohl im Kunstknochen wie im humanen Knochen eindeutig höheren Werten bei der Helixklinge des PFN A sind auf das Klingenprofil zurückzuführen.

Die Kontaktfläche zwischen Implantat und Spongiosa ist bei der Klinge höher im Vergleich zur Schraube.

Das Klingenprofil gibt eine Rechtsdrehung vor. Gleichzeitig mit dem Eindrehen kommt es zu einer Kompaktierung der Spongiosa.

Bei der Linksdrehung muss eine höhere Kraft angewendet werden. Zu erklären ist dies damit, dass primär ebenfalls Spongiosa verdichtet, bei weiterer Drehung durch die Gewindegänge diese aber zerstört wird. Im Prinzip wird ein Zylinder herausgedreht, der keine Verbindung zur umgebenden Spongiosa aufweist. Dadurch lässt sich auch die sehr niedrige Auszugskraft erklären.

Die folgenden Versuche wurden bei fixierten Implantaten durchgeführt. Eine Rotation war nicht möglich.

Hier wurde die Auszugskraft gemessen, sowohl bei den mit Linksdrehung als auch bei den Implantaten die mit Rechtsdrehung eingebracht wurden.

Die Implantate wurden alle 32 mm in den Kunstknochen oder humanen Hüftkopf eingebracht. Im Kunstknochen mussten für die Extraktion des DHS 1,4 kN, für die Schraube des Gamma 3 Nagels 1,5 kN aufgewendet werden. Nach Erreichen des Maximalwertes von 1,5 kN fällt die Kurve nach Extraktion von 17mm steil ab. Für die restlichen 15 mm Auszugsweg ist nahezu keine Kraft mehr aufzuwenden.

Anders verhält es sich mit der Helixklinge im Kunstknochen. Der Maximalwert beträgt 0,5kN. Dann verläuft die Kurve gleichmäßig abflachend gegen null.

Tendenziell ist die Kurvengeometrie bei den in Linksdrehung eingebrachte DHS und Gamma-3 Schraube gleich der bei Rechtsdrehung gemessenen Werte. Für die Extraktion der Helixklinge sind 0,2 kN aufzuwenden, also weniger wie bei der in Rechtsdrehung

eingebrachten Klinge. Allerdings wird dieser Wert bis zu einem Extraktionsweg von 22mm gemessen.

Die gleiche Versuchsanordnung wird bei den humanen Hüftköpfen angewendet.

Die mit einer Rechtsdrehung eingebrachten Implantate werden extrahiert. Den Maximalwert erreicht die Schraube des Gamma 3 Nagels bei 3,1 kN, gefolgt von der DHS mit 2,6 kN. Die Helixklinge erreicht einen höheren Wert wie beim Kunstknochen aber deutlich weniger im Vergleich zu den anderen Implantaten. Der Wert bei der Helixklinge beträgt 1,4 kN.

Die komplette Extraktion der DHS wird bereits nach 11 mm Auszug erreicht. Das heißt die verbleibenden 21 mm Wegstrecke kann ohne Kraftaufwand herausgezogen werden. Bei der Schraube des Gamma 3 Nagels muss bis zu dieser Marke eine Kraft von 1,4 kN aufgewendet werden, es kommt danach zu einem Abfall auf 0,5 kN.

Bei der Helixklinge ist bis zu einer Extraktionsstrecke von 27mm noch eine Kraft von 0,2kn aufzuwenden, ähnlich der Gamma 3 Schraube.

Tendenziell ist die Kurvengeometrie bei der Linksdrehung gleich, die gemessenen Werte aber niedriger.

Der Maximalwert bei der Schraube des Gamma 3 Nagels liegt bei 1,6 kN, bei der DHS bei 1,5 kN. Wie bei der Rechtsdrehung wird die niedrigste Kraft 0,3 kN der Helixklinge gemessen.

Hier zeigt sich im spongiösen Knochen, dass durch das Schraubenprofil beim Auszug ein höherer Widerstand wie beim Klingenprofil erreicht wird.

Zudem ist bei allen Implantaten zu erkennen, dass bei den in Rechtsdrehung eingeführten Komponenten mehr Kraft beim Auszug aufzuwenden ist als bei der in Linksdrehung eingebrachten.

Das heißt, beim Einbringen in Rechtsdrehung wird weniger Spongiosa zerstört. Bei Betrachtung des Schrauben- und Klingenprofils ist Implantatbedingt eine Rechtsdrehung vorgegeben.

Die Spongiosa im Hüftkopfbereich soll dem Implantat Stabilität geben. Die klinischen Erfahrungen und die von uns durchgeführten Knochendichtemessungen belegen die Abnahme der Spongiosa im Hüftkopf des alten Patienten. Deshalb ist es wichtig, dass die Schenkelhalskomponente die noch vorhandene Substanz optimal nutzt. Das heißt beim Einbringen darf die noch vorhandene Spongiosa nicht zerstört werden, und der Kontakt zwischen Implantat und Spongiosa muss möglichst groß sein.

Die Untersuchungen zur Rotation zeigen sowohl im Kunstknochen wie im humanen Hüftkopf einen deutlichen Vorteil der Helixklinge des PFN A. Durch die Beschaffenheit der Gewindegänge findet eine Kompaktierung der Spongiosa statt. Dies belegt, dass die Kombination von Design und Implantationstechnik den Halt der Hüftkomponente im osteoporotischen Knochen beeinflusst. Das Einschlagen der Klinge bedingt eine Kompaktierung der Spongiosa, einen geringeren Substanzverlust und einen größeren Spongiosa Kontakt.

Die hohen Werte für die Klinge bei der Rechts- und Linksdrehung deuten auf eine Kompaktierung der Spongiosa hin. Der höchste gemessene Wert bei der Linksdrehung und der niedrigste beim Herausziehen bei der Helixklinge zeigt wie massiv durch das Klingendesign Spongiosa bearbeitet wird. Der Wert der aufzuwendenden Auszugskraft ist durch die Zerstörung der Spongiosa beim Linkseindrehen zu erklären.

Haynes et al. haben in ihrer Arbeit den Gamma – Nagel mit der DHS verglichen [34]. Sie kommen zu dem Ergebnis, dass die unterschiedliche Stabilität im Hüftkopf vom Schraubendesign abhängig ist. Die Schrauben wurden zentral eingebracht und die Auszugskraft gemessen. Der Gamma-Nagel hatte sowohl im stabilen wie im osteoporotischen Knochen die höheren Werte erreicht. Die bessere Stabilität wurde mit dem größeren Durchmesser des Nagels und der unterschiedlicheren Gewindegänge erklärt. Auch in unserem Versuch war bei der Auszugskraft der Gamma-Nagel der DHS überlegen.

Sommer et al. haben an einem sehr aufwendigen Cut out Simulator Versuche mit Schrauben und Klingen durchgeführt. Die Vielzahl der möglichen Bewegungsausmaße widerspiegelt nicht die klinischen Anforderungen. Die Ergebnisse zeigen auch hier einen Vorteil der Klingen gegenüber den Schrauben [35]. Die gemessene Auszugskraft hat klinisch keine Bedeutung.

Bei allen Untersuchungen wird die zentrale Lage der Schenkelhalskomponente herausgestellt. Wie in den Abbildungen 5.1 und 5.2 abgebildet entsteht bei Abweichung von der zentralen Lage ein Rotationsmoment auf das Implantat.

Die Kraft des Rotationsmomentes ist abhängig von der Strecke x , diese stellt die Entfernung von der zentralen Lage im Hüftkopf dar (siehe Abb.: 5.1 und 5.2).

Hier zeigt sich, dass die klinisch relevante Messgröße bzgl. der Stabilität im Hüftkopf die Rotationskraft darstellt. Im klinischen Alltag ist die zentrale Lage der Schenkelhalskomponente anzustreben aber nicht immer realisierbar. Ein intraoperativer

Grund kann eine unzureichende Reposition sein. Postoperativ kann bei Belastung und osteoporotischem Knochen eine diskrete Wanderung der Schenkelhalskomponente stattfinden. Dem „Cutting out“ geht eine Rotation des Hüftkopfes voraus. Diese Begebenheiten fordern vom Implantat eine hohe Rotationsstabilität um ein „Cutting out“ zu verhindern.

Mit unseren Untersuchungen konnte bezüglich der Rotation ein Vorteil der Helixklinge gegenüber den Schraubensystemen gezeigt werden. Die Schraubensysteme müssen um die gleiche Rotationsstabilität wie das Klingensystem zu erreichen exakter im Hüftkopfbereich implantiert werden. Bei einer Abweichung bis 14 mm vom Zentrum entfernt werden mit der Helixklinge immer noch die gleichen Rotationsstabilitätsergebnisse erzielt wie mit der zentral gelegenen Schraube. Die Klingensysteme haben somit eine höhere Toleranz bezüglich der Lage und damit eine niedrigere Lernkurve. Dies wird bestätigt durch die Studie von Parker et al.. Sie konnten zwischen Nagel und DHS einem intra- und extramedullären Verfahren keinen klinischen Unterschied feststellen [39]. Hier konnte gezeigt werden, dass der Unterschied bezüglich Rotationsstabilität von der Beschaffenheit der Schenkelhalskomponente abhängig ist.

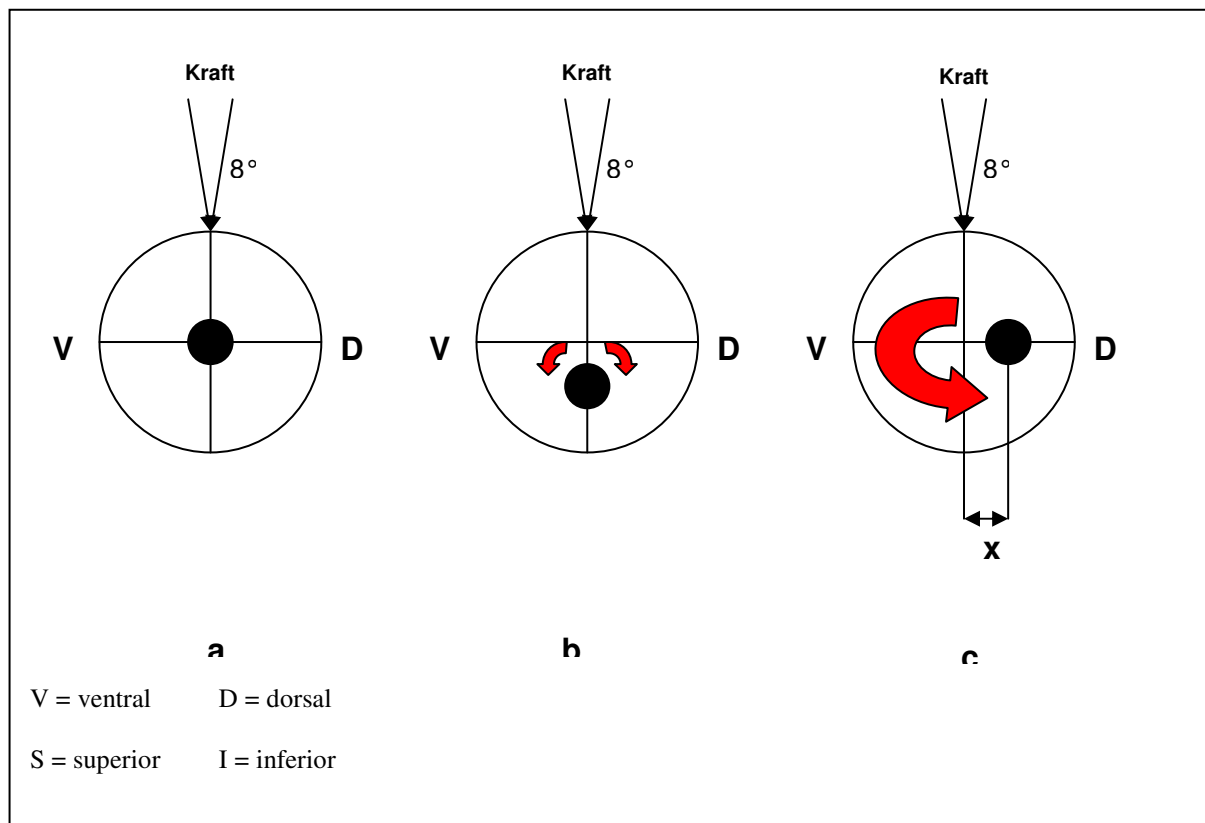


Abb.: 5.1 Schematische Darstellung des Hüftkopfes mit
a. zentraler Lage
b. inferiorer Lage
c. dorsaler Lage des Kraftträgers [32,33]

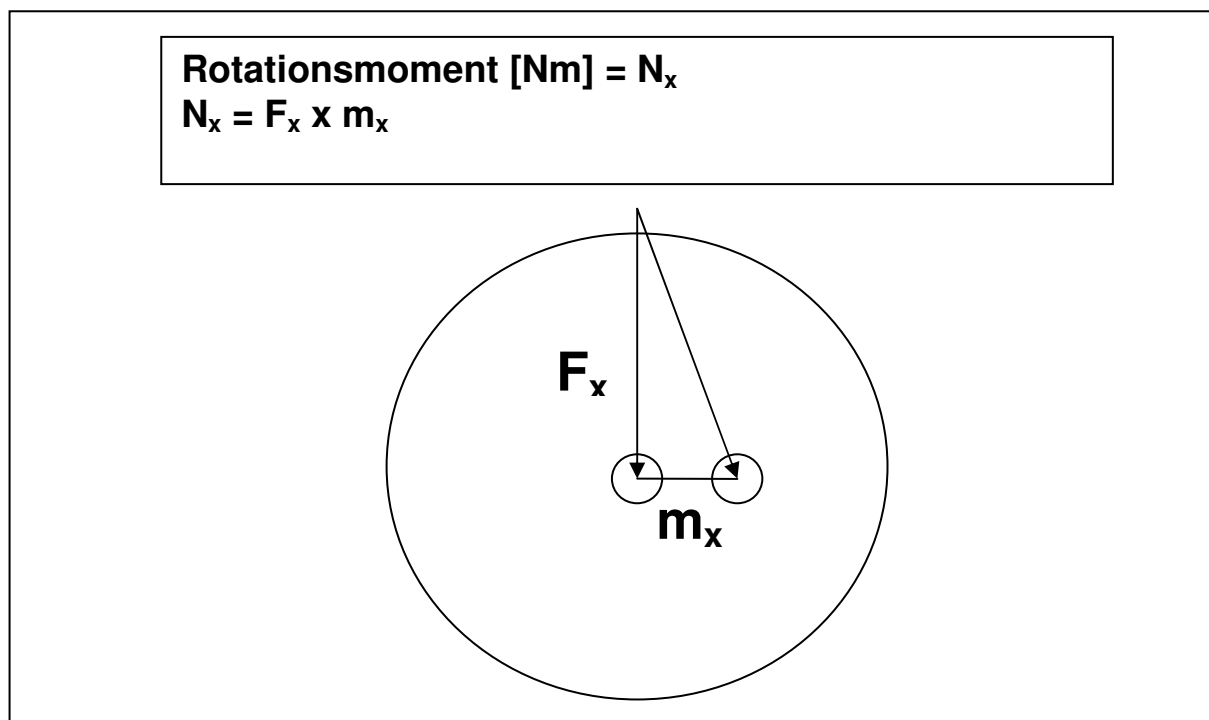


Abb.: 5.2 Rotationsmoment bei dezentraler Implantatlage [32,33]

Tab.: 5.1 Maximalwertetabelle

	Sawbone Blöcke		Humane Hüftköpfe	
Rotationskraft				
	Rechtsdrehung	Linksdrehung	Rechtsdrehung	Linksdrehung
DHS	2,9Nm	4,3Nm	5,0Nm	6,0Nm
Ga 3	2,9Nm	3,4Nm	2,0Nm	5,0Nm
PFNA	8,0Nm	10,0Nm	12,0Nm	20,0Nm
Auszugskraft				
DHS	1,4Kn	1,3Kn	2,6Kn	1,5Kn
Ga 3	1,5Kn	1,5Kn	3,1Kn	1,6Kn
PFNA	0,5Kn	0,2Kn	1,4Kn	0,3Kn

6. Zusammenfassung

Nach einer proximalen Femurfraktur erfordern die komplexen biomechanischen Verhältnisse in Kombination mit den Problemen des alten Menschen eine maximal stabile Osteosynthese. Die drei Implantate DHS, Gamma 3-Nagel und PFN A sind die am häufigsten angewendeten Osteosynthesen am proximalen Femur.

Steigende Frakturzahlen und abnehmende Knochenstabilität, Osteoporose bedingt, verlangen eine Überprüfung der alten wie neuen Implantate.

In dieser Arbeit finden Sie einen Vergleich der Schraube der DHS und des Gamma 3 Nagels, sowie der Klinge des PFN A bezüglich Ausriss- und Rotationsstabilität im Kunstknochen (Sawbone®) und humanem Hüftkopf.

Die Messung der Auszugskraft, bei gegen Rotation gesicherten Implantaten, zeigte einen höheren Wert der Schraubensysteme gegenüber der Klinge (siehe Tab.: 5.1). Die Werte im Kunstknochen lagen bei der DHS und dem Gamma 3- Nagel nach der Links- wie Rechtsdrehung zwischen 1,3Kn und 15Kn. Bei der Helixklinge des PFN A wurde nach der Linksdrehung ein Wert von 0,2Kn und nach der Rechtsdrehung von 0,5Kn ermittelt. Beim humanen Hüftkopf bestätigen sich diese Werte. Der höchste Wert wird bei der Schraube des Gamma 3- Nagels nach der Rechtsdrehung mit 3,1Kn, der DHS mit 2,6Kn im Gegensatz zur Helixklinge mit 1,4Kn gemessen. Die Werte nach der Linksdrehung bestätigen die Tendenz. Die aufzuwendende Auszugskraft nach der Linksdrehung beträgt beim Gamma 3- Nagel 1,6Kn, bei der DHS 1,5Kn. Auch hier wird der niedrigste Wert bei der Helixklinge mit 0,3Kn gemessen.

Die zahlenmäßig und folgenschwerste Komplikation stellt immer noch das „Cut out“ dar [24]. Klinisch relevant und für das „Cutting out“ der Schenkelhalskomponente verantwortlich ist die Rotationsstabilität des Schenkelhalssystem.

Sowohl im Kunstknochen wie im humanen Knochen war die aufzuwendende Rotationskraft für die Helixklinge signifikant höher gegenüber den Schraubensystemen (siehe Tab.: 5.1). Im Kunstknochen wurde bei der Helixklinge Werte zwischen 8,0Nm und 10,0Nm gemessen. Bei den Schraubensystemen lagen die Werte zwischen 2,9Nm und maximal 4,3Nm bei der Linksdrehung der DHS. Tendenziell waren die Werte bei der Linksdrehung höher. Im humanen Hüftkopf mussten für die Helixklinge bei der Rechtsdrehung 12,0Nm und bei der

Linksrotation 20,0Nm aufgewendet werden. Die gemessene Kraft bei den Schraubensystemen lag zwischen 2,0Nm und 6,1Nm mit höheren Werten bei der Linksrotation.

Bei zentraler Lage der Schenkelhalskomponente im Hüftkopf findet sich bei Belastung kein Rotationsmoment auf dem Implantat. Bei Abweichung vom Zentrum nimmt das Rotationsmoment abhängig von der Wegstrecke kontinuierlich zu und somit auch die Gefahr des Cut out.

Klinisch relevant ist diese Untersuchung vor dem Hintergrund der oftmals schwierigen zentralen Implantatpositionierung und der stark osteoporotischen Hüftkopfspongiosa.

Bei Abweichung der zentralen Implantatposition zeigt sich beim Klingensystem eine höhere Stabilität im Gegensatz zum Schraubensystem.

7. Literaturverzeichnis

- (1) Schlickewei, W., Kuner, E.H., Bonnaire, F., Schinko, H.M.: Traumatologie beim alten Menschen: Akt. Traumatol. 21 (1991) 98-103
- (2) Statistisches Bundesamt, Pressestelle, Gustav-Stresemann-Ring 11, 65189 Wiesbaden, Pressemitteilung 02.09.2005
- (3) Statistisches Bundesamt, Pressestelle, Gustav-Stresemann-Ring 11, 65189 Wiesbaden, Pressemitteilung 06.06.2003
- (4) Beck, A., Rüter, A.: Schenkelhalsfrakturen-Diagnostik und therapeutisches Vorgehen: Unfallchirurg 1998 101:634-6486
- (5) Wildner, M., Döring, A., Meisinger, C., Clark, D. E.: Frakturen im höheren Lebensalter- Eine Herausforderung für Prävention und Gesundheitsförderung- Ergebnisse der KORA-Frakturstudie Augsburg: Thieme connect Gesundheitswesen 2005; 67; 180-186
- (6) Santeler, P: Die Bedeutung des Wardschen Dreiecks in der Densitometrie: J. Menopause 2/2002
- (7) Flückinger, A.: Prophylaxe und Therapie der Osteoporose: Pharma-Kritik Jahrgang 22, Nr.: 11
- (8) Schlachetzki, J., Heimann: Die Schenkelhalsbrüche und deren Behandlung: Therapie de Gegenwart 108:522 (1969)
- (9) Bergmann, G., Rohlmann, A., Graichen, F.: In vivo Messung der Hüftgelenksbelastung 1. Teil: Krankengymnastik: Z. Orthop. 127 (1989)
- (10) Frieß, P, Räder, L.: Der Gammanagel: Zent. Bl. Chir. 117 (1992) 132-138
- (11) Wagner, S., Rüter, A.: Per und subtrochantäre Femurfrakturen: Unfallchirurg 1999 102:206-222
- (12) Schurch M, Rizzoli R, Mermillod H, Vasey JP, Michel JP, Bonjour BJ, (1996) A prospective study on socioeconomic aspects of fracture of the proximal femur. J Bone Miner Res 11(12):1935-42
- (13) Schlachetzki, J., Heimann: Die Schenkelhalsbrüche und deren Behandlung: Therapie de Gegenwart 108:522 (1969)

- (14) Schwab, E., Höntzsch, D., Weise, K.: Die Versorgung instabiler per-und subtrochantärer Femurfrakturen mit dem Proximalen Femurnagel (PFN). Akt. Traumatologie 28 (1998) 56-60
- (15) Stürmer, K.M., Dresing K.: Pertrochantäre Frakturen: Zentralbl. Chir. 120 (1995) 862-872
- (16) Beck, A., Rüter, A: Therapiekonzepte bei Schenkelhalsfrakturen Teil 1: Chirurg 71 (2000); 240-248; Springer-Verlag
- (17) Wagner S., Rüter A.: Per- und subtrochantäre Femurfrakturen: Der Unfallchirurg 102 (1999); 206-222; Springer Verlag
- (18) Produktübersicht Stryker® Trochanteric GAMMA® locking nail, Produktinformation der Firma Stryker®
- (19) Ringe JD : Definition, Einteilung und sozioökonomische Bedeutung . Ringe JD (Hrsg) Osteoporose; Thieme Stuttgart/New York 1995
- (20) Evans M.: The Treatment of trochanteric fractures of the femur. J. of Bone and Joint Surgery, Vol. 31-B, No. 2 (May 1949); 190-203
- (21) Davis T.R.C., Sher J., Horsman A., Simpson m., PorterB.B., Checketts R.G.: Intertrochanteric femoral fractures; Mechanical failure after internal fixation. J. of Bone and Joint Surgery, Vol. 72-B, No. 1 (January 1990), 26-31
- (22) Rha J.D., Kim Y.H., Yoon S.,L., Park T., Lee M.H., Factors affecting sliding of the lag screw in intertrochanteric fractures: International Orthopaedics, 17 (1993); 320-324
- (23) Morgan, E.F., H.H. Bayraktar, T.M. Keaveny: Trabecular bone moduls-density relationships depend on anatomic site. J. Biomech, 2003. 36(7): p. 897-904
- (24) Simpson A.H., Varty K., Dodd C.A.: Sliding hip srews, Modes of failure: Injury; Vol.: 20 (1989); 227-231
- (25) Sobotta Atlas der Anatomie des Menschen, J. Staubsand, Urban und Schwarzenberg Verlag, 19. Auflage
- (26) Singh M., Nagrath A.R., Maini P.S. (1970): Changes in trabecular pattern of the upper end of the femur as an index of osteoporosis. J.Bone Joint Surg. 52-A : 457-467
- (27) Synthes Operationsanleitung DHS/DCS-Standardsystem
- (28) Stryker Operationsanleitung Gamma3™ Verriegelungsnagelsystem
- (29) Synthes Operationsanleitung PFN A

- (30) Rodan G.A., Martin T.J. (1981): Role of osteoblasts in hormonal control of bone resorption-a hypothesis: *Calcif Tissue Int* 33: 349-51
- (31) Strauss E., Frank J., Lee J., Kummer F.J., Tejwani N.: Helical blade versus sliding hip screw for treatment of unstable intertrochanteric hip fractures: A biomechanical evaluation. *Injury Int. J. Care Injured* (2006) 37, 984-989
- (32) Lenich A., Al Munajjed A., Fierlbeck J., Mai R., Dendorfer S., Füchtmeier B., Nerlich M., Hammer J., Mayr E.: First clinical and biomechanical results with the TFN. *Technology and Health* 2006
- (33) Lenich A., Al Munajjed A., Fierlbeck J., Mai R., Dendorfer S., Nerlich M., Hammer J., Mayr E., Füchtmeier B.: Wo im Hüftkopf liegt der Kraftträger proximaler Femurosteosynthesen am stabilsten? Biomechanische Untersuchungen mit der Helixklinge, *Injury* accepted
- (34) Haynes R.C., Pöll G.R., Miles A.W.; Weston R.B.: Failure of femoral head fixation: a cadaveric analysis of lag screw cut-out with the gamma locking nail and AO dynamic hip screw. *Injury*, Vol. 28, No. 5-6, 337-341, 1997
- (35) Sommers M.B., Roth C., Hall H., Kam B.C.C., Ehmke L.W., Krieg J.C., Madey S.M., Bottlang M.: A laboratory model to evaluate cutout resistance of implants for pertrochanteric fracture fixation. *Journal of orthopaedic trauma*, Number 18, pp 361-368, 2004
- (36) Bonnaire F., Weber A., Bösl O. , Eckhardt C., Schwieger K., Linke B.: „Cutting out“ bei pertrochantären Frakturen – ein Problem der Osteoporose? *Der Unfallchirurg* 110, Nummer 5, 2007, 425-432, Springer Berlin/ Heidelberg
- (37) Morgan EF, Bayraktar HH, Yeh OC, Majumdar S, Burghardt A, Keaveny TM, (2004) Contribution of inter-site variations in architecture to trabecular bone apparent yield strains. *J Biomech.* 37: 1413-20.
- (38) Pauwels, F., (1973) *Atlas zur Biomechanik der gesunden und der kranken Hüfte.* Prinzipien, Technik und Resultate einer kausalen Therapie. Springer, Berlin, S 1-269
- (39) Parker MJ, Handoll HH (2004) Gamma and other cephalocondylic intramedullary nails versus extramedullary implants for extracapsular hip fractures. *Cochrane Database Rev*;(1):CD000093.

8. Danksagung

Ich bedanke mich herzlich bei Herrn Prof. Dr.Dr.h.c. E. Mayr für die Überlassung des Themas, sowie die Unterstützung bei der Erstellung der Dissertation.

Weiterhin möchte ich Herrn Dr. A. Lenich ein besonderes Dankeschön für die tatkräftige und kollegiale Unterstützung bei der Durchführung der Laborversuche und der Anfertigung der Arbeit aussprechen.

Herrn Prof. J. Hammer danke ich sehr für die Überlassung der labortechnischen Einrichtungen des biomechanischen Labors der Universität Regensburg, sowie Herrn Dipl.-Ing. A. Al Munajjed, Herrn Dipl.-Ing. J. Fierlbeck, Herrn Dipl.-Ing. R. Mai und Herrn Dipl.-Ing. S. Dendorfer für die große Unterstützung bei der Durchführung der Versuchsreihen.

9. Lebenslauf

Felix Josef Häußler

geb. am 21.10.1969 in Lauingen /Donau

verheiratet

Schulbildung

1976 - 1980 Grundschule VG Höchstädt

1980 - 1989 Johann-Michael-Sailer-Gymnasium, Dillingen / Donau

Bundeswehr

1989 - 1991 Sanitätsdienst im 1. Fernmeldebataillon 220 Donauwörth

Studium

1991 - 1998 Studium der Humanmedizin, Ludwig-Maximilians-Universität München

Tätigkeiten

12/99-05/01 Arzt im Praktikum

Dez. 1999 - Juli 2000 Gefäßchirurgie bei Prof. Dr. H. Loeprecht

Aug. 2000 - Mai 2001 Unfallchirurgie bei Prof. Dr. A. Rüter

06/01-06/02 Assistenzarzt in der Herzchirurgie bei Prof. Dr. M. Beyer

seit 07/02 Chirurgische Ausbildung Klinikum Augsburg

derzeit tätig in der Unfall- und Wiederherstellungschirurgie des Klinikum

Augsburg bei Prof. Dr.Dr.h.c. E. Mayr

25.10.05 Facharztanerkennung Chirurgie

Erklärung

Ich erkläre hiermit, dass ich die vorliegende Arbeit ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Die aus anderen Quellen direkt oder indirekt übernommenen Daten und Konzepte sind unter Angabe der Quelle gekennzeichnet. Insbesondere habe ich nicht die entgeltliche Hilfe von Vermittlungs- bzw. Beratungsdiensten (Promotionsberater oder andere Personen) in Anspruch genommen. Niemand hat von mir unmittelbar oder mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeit erhalten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen. Die Arbeit wurde bisher weder im In- noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Erklärung

Das Thema der Dissertation wurde mir von Herrn Prof. Dr. h.c. E. Mayr und Herrn Prof. Dr. M. Nerlich überlassen.

Die Ausarbeitung überwachte Dr. A. Lenich und Prof. J. Hammer